

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Využití platformy Kinetis L pro monitoring biosignálů
Use of Kinetis L Platform for Biosignals Monitoring

2014

Bc. Zdeněk Švůb

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Zdeněk Švub**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Využití platformy Kinetis L pro monitoring biosignálů**
Use of Kinetis Platform for Biosignals Monitoring

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování problematiky monitoringu biologických signálů člověka.
2. Návrh a realizace řídicí jednotky pro monitoring signálů s možností přenosu do PC.
3. Návrh a realizace obslužného software pro komunikaci s řídicí jednotkou.
4. Testování vytvořeného prototypu.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] IMRAMOVSKÝ, Martin. *Zdravotnické elektrické přístroje I*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007. ISBN 978-80-248-1545-9.
- [2] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] HEROUT, Pavel. *Učebnice jazyka C - 1. díl*. České Budějovice: Kopp. 2008. ISBN 978-80-7232-351-7.
- [4] FREESCALE SEMICONDUCTOR. *L25 Sub-Family Reference Manual*. [s.l.]: Freescale Semiconductor, c2012. Dostupné také z: http://cache.freescale.com/files/32bit/doc/ref_manual/KL25P80M48SF0RM.pdf?fsrch=1&sr=2

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Pieš, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014

doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární publikace a podklady, ze kterých jsem čerpal

V Ostravě dne 1. 5. 2014



.....

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat panu Ing. Martinu Piešovi, Ph.D. za výborné vedení, cenné rady a trpělivost při řešení mého úkolu, a panu Ing. Martinu Latochovi, za rady při tvoření prvního části softwaru pro tuto práci.

Dále bych chtěl poděkovat všem, kteří mě během mé práce podporovali.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá monitorováním biosignálů EKG a PPG při použití platformy FRDM - KL25Z jako řídicí jednotky. Práce shrnuje teoretické poznatky o biosignálech, elektrokardiografii a pletysmografii. Dále je zde popsána konstrukce spojovacího prvku pro spojení všech částí měřicího řetězce, vývoj obslužného softwaru pro řídicí jednotku a tvorba aplikace pro zobrazení a analýzu naměřených dat.

Na hotovém prototypu je poté provedeno vzorové měření biosignálů. Tato práce posuzuje funkčnost platformy FRDM - KL25Z jako řídicí jednotky.

Klíčová slova

Biosignál, elektrokardiografie, pletysmografie, MATLAB, CodeWarrior, měření

Abstract

This diploma thesis deals with monitoring of biosignals EKG and PPG using the FRDM - KL25Z platform as a control unit. Thesis summarizes theoretical knowledge of biosignals, electrocardiography and plethysmography. Further, the construction of connecting element is described, for connection off all parts from the measuring circuit, development of utility program for control unit and application development for display and analysis of measured data.

Sample measurement of biosignals is performed on a final prototype. This thesis assesses the functionality of the FRDM - KL25Z platform as a control unit.

Keywords

Biosignal, electrocardiography, plethysmography, MATLAB, CodeWarrior, measurement

Seznam použitých zkratek a symbolů

EKG	elektrokardiografie	
EEG	elektroencefalografie	
EMG	elektromyografie	
ECoG	elektrokotrikografie	
MEG	magnetoencefalografie	
MOG	magnetookulografie	
PPG	pletysmografie	
SpO ₂	pulsní oxymetrie	
IR	infrared, infračervené záření	
LED	light-emitting diode, světlo emitující dioda	
SpO ₂	nasycení krve kyslíkem	
ADC	analog to digital converter, analogově digitální převodník	
UART	universal Synchronous / Asynchronous Receiver and Transmitter, zařízení pro sériovou komunikaci	
SPI	serial peripheral interface, sériové periferní rozhraní	
I ² C	inter - integrated circuit, počítačová sériová sběrnice	
OpenSDA	freescale open standard embedded serial and debug adapter, adaptér pro sériovou komunikaci a debugování	
CPU	central processing unit, mikroprocesor	
PIT	periodic interrupt timer, časovač s periodickým přerušením	
T	perioda	[s]
f	frekvence	[Hz]
USB	universal serial bus, univerzální sériová sběrnice	
CDC	communication device class, zařízení komunikační třídy	
ID	identifikace	
GUI	graphical user interface, grafické uživatelské rozhraní	
AND	logický součin	
LF/CR	line feed/carriage return, odřádkování a nastavení kurzoru na začátek řádku	
H	hodnota analogově digitálního převodníku	

1	Úvod	- 1 -
2	Biologické signály	- 2 -
2.1	OBEČNÝ POPIS A ELEKTRICKÉ DĚJE V ORGANISMU	- 2 -
2.2	ROZDĚLENÍ BIOSIGNÁLŮ Z FYZIKÁLNÍHO HLEDISKA	- 3 -
2.3	ARTEFAKTY	- 4 -
3	Elektrokardiografie.....	- 6 -
3.1	FUNKCE SRDCE	- 6 -
3.2	EKG SVODY	- 7 -
3.3	ELEKTRODY	- 9 -
3.4	VZNIK A POPIS ELEKTROKARDIOGRAMU	- 10 -
3.4.1	<i>Diagnostická hodnota Elektrokardiogramu.....</i>	<i>- 12 -</i>
4	Pletysmografie	- 14 -
4.1	VLASTNOSTI ARTERIÁLNÍ SOUSTAVY A KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU	- 14 -
4.2	PULZOVÁ VLNA.....	- 15 -
4.2.1	<i>Centrální a periferní pulsová vlna</i>	<i>- 15 -</i>
4.3	PLETYSMOGRAFY.....	- 16 -
4.3.1	<i>Fotoelektrické pletysmografy.....</i>	<i>- 16 -</i>
4.4	PULZNÍ OXYMETRIE	- 17 -
5	Elektronické součásti měřicího obvodu	- 19 -
5.1	MODUL BMENG EKG	- 19 -
5.2	MODUL BMENG PPG	- 20 -
5.3	VÝVOJOVÁ PLATFORMA FRDM - KL25Z.....	- 21 -
5.4	SPOJOVACÍ MODUL.....	- 22 -
6	Návrh a tvorba obslužného softwaru	- 25 -
6.1	SOFTWARE PRO ŘÍDICÍ JEDNOTKU	- 25 -
6.2	OBSLUŽNÁ APLIKACE PRO KOMUNIKACI S ŘÍDICÍ JEDNOTKOU	- 31 -
7	Měření biosignálů na zhotoveném přípravku.....	- 37 -
8	Závěr	- 42 -

Literatura

Přílohy

1 Úvod

Lékařská diagnostická metoda elektrokardiografie je nejdůležitější srdeční vyšetřovací metoda a její diagnostický přínos je obrovský. Je tedy logické, že je kladena velká důležitost na kvalitní monitorování srdeční činnosti. Pletysmografie není tak široce využívána jako EKG, ale i přesto je to jednoduchá, nebolestivá a neinvazivní metoda která ve spojení se zkušeným lékařem udává poměr prokrvení tkání. V dnešní době existuje více přístrojů, které dokážou signály ve formě elektrického napětí měřit, zpracovat, přenést do počítače a zobrazit tak, aby lékař dostal požadovanou informaci a mohl určit správnou diagnózu. První 3 věci jsou realizovatelné hlavně pomocí hardwaru, a o jehož řízení se stará řídicí jednotka. Jejím úkolem je řídit okolní diagnostické moduly a dále zpracovávat signál.

Cílem a náplní této diplomové práce je spojení modulů pro měření elektrokardiografie a pletysmografie s relativně novou nízkoenergetickou platformou Kinetis L FRDM - KL25Z, která obsahuje 32bitový mikrokontrolér a velmi mnoho dalších zařízení a periférií umožňujících zpracování signálů pro monitorování EGK a PPG. Práce se zaměřuje na funkci FRDM - KL25Z jako řídicí jednotky v měřicím řetězci. K vytvoření plně funkčního měřicího řetězce je ovšem také potřeba vytvořit pro řídicí jednotku obslužný software, spojovací modul k propojení všech hardwarových částí a také aplikace na PC, která by naměřená data zobrazovala. Kapitoly 2, 3 a 4 se věnují teoretickému popisu biosignálu a diagnostických metod elektrokardiografii a pletysmografii, kapitola 5 se zabývá použitým hardwarem a výrobou spojovacího modulu. V kapitole 6 je podrobně vysvětlena jak tvorba obslužného softwaru pro řídicí jednotku, tak vývoj zobrazovací aplikace na PC. V kapitole 7 je provedeno demonstrační měření na zhotoveném prototypu a kapitola 8 je závěr shrnující dosažené výsledky a celkovou funkci jak platformy, tak i zobrazovací aplikace.

2 Biologické signály

2.1 Obecný popis a elektrické děje v organismu

Signál obecně můžeme popsat jako prostředek nesoucí informaci. Jedná se o fyzikální veličinu která se mění v čase a prostoru. Může být popsán matematicky, a to jako funkce jedné nebo více proměnných. Biologický signál (biosignál) se od běžného signálu liší tím, že vzniká v živém organismu a je z něj také snímán, avšak zpracovává se stejně jako ostatní signály [1], [2].

Existuje mnoho diagnostických metod které snímají biosignály. Tyto metody využívají lidský organismus jako zdroj signálu v elektrickém obvodu. Je důležité znát princip vzniku signálu, abychom byli schopni ho efektivně snímat, zpracovat a zobrazit. Elektrické děje a vlastnosti živých organismů můžeme pozorovat na úrovních [2]:

- Celého organismu
- Pouze jednoho systému (kardiovaskulární, nervový)
- Orgánu (srdce, mozek)
- Tkáně (nervové, svalové)
- Buněk (neuron, motoneuron)
- Buněčné membrány

Důležitým faktorem elektrických projevů buněk jsou dráždivé tkáně (společně s jejich buňkami). Tyto tkáně jsou schopny odpovídat (reagovat) na různé druhy vnějších podnětů. Podněty mohou být elektrické, chemické, světelné, mechanické a tepelné. Buňka se elektricky projevuje prostřednictvím jevů odehrávajících se na její membráně. Každá strana membrány (vnější a vnitřní) má jiný počet iontů. Tím vzniká mezi stranami membrány rozdíl potenciálů, který se označuje jako membránové napětí. Toto napětí je možné měnit, tím v tkáních vznikají dynamické elektrochemické děje, tedy jeden ze způsobů kterým je přenášena informace v živém organismu. Zde se vracíme k dráždivým tkáním, protože právě změna rozdílu potenciálů, tedy membránového napětí, je reakce, jakou buňka na podráždění reaguje. Aby mohlo k reakci buňky vůbec dojít, je zapotřebí, aby byla vybavena dráždivou membránou. Buňka nemusí být vybavena pouze jedním typem dráždivé membrány, může jich obsahovat více. Existují tři typy dráždivých membrán [3]:

- Drážděna elektricky - k podráždění dochází pomocí lokálních elektrických proudů
- Drážděna chemicky - podráždění je způsobeno přítomností určité chemické látky
- Drážděna fyzikálními podněty - nejméně obvyklý typ (nachází se u buněk smyslových receptorů)

Studiem elektrických dějů v živém organismu (především se jedná o úroveň buněk, orgánů a tkání) se zabývá vědní obor elektrofyzilogie. Tento vědní obor využívá specializované metody pro záznam elektrických potenciálů v tkáních a orgánech, čímž se umožnil vznik elektrokardiografie, elektroencefalografie, elektromyografie atd. Tyto vynalezené metody se poté přenesly do klinické praxe, kde jsou také velmi využívány a používají se jako

běžné diagnostické metody. Biosignál může být vyvolán životními projevy organismu, nebo uměle, fyzikálním vnějším podnětem [3].

2.2 Rozdělení biosignálů z fyzikálního hlediska

Uvedené rozdělení biosignálů je odvozeno od měřených veličin, postup měření zde nemá žádný vliv. Tento systém lze vidět na měření nasycení krve kyslíkem. Signál z měření nám dává informaci o koncentraci kyslíku v krvi (biochemický signál), avšak nasycení měříme fotoelektrickým snímačem, tedy opticky [1], [2].

Bioelektrické signály

V současné době představují v lékařské diagnostice nejdůležitější snímané biosignály. Biosignál jako takový vzniká pomocí elektrických dějů na membráně dráždivých buněk. Pokud používáme k měření konvenční povrchové elektrody, měříme biosignál který vznikl činností velkého počtu dráždivých buněk. Díky tomu že lidské tělo je vodič a elektrické pole se v něm dobře šíří, jsme schopni povrchovými elektrodami zaznamenávat elektrické potenciály vnitřních orgánů. Můžeme použít i vpichové elektrody, v některých případech je to dokonce výhodnější (např. EMG). Při zpracování bioelektrických signálů je kladen největší důraz na parametr rozkmitu, což je napětí dvou špiček a frekvenční pásmo které signál využívá. Níže jsou uvedeny příklady bioelektrických signálů [1], [3].

- Elektrokardiografický signál - EKG
- Elektroencefalografický signál - EEG
- Evokované potenciály - EP
- Elektromyografický signál - EMG
- Elektrokortikografický signál - ECoG

Bioimpedanční signály

Nejdůležitější parametr tohoto signálu je impedance (odpor) tkáně. Na velikost impedance má vliv mnoho parametrů, druh (voda, tuk, svalová tkáň) a objem tkáně, prokrvení atd. Při jeho generování je na určeném místě přivedeno do těla elektrické proudění (střídavý proud). Poté se na jiné místo přiloží elektrody, pomocí kterých snímáme napětí. Změna tohoto napětí je ovlivněna právě impedancí tkáně. Nevýhoda těchto biosignálů je technická náročnost [1], [3].

Biomagnetické signály

V těle teče velké množství lokálních proudů. Za jejich vznik mohou akční potenciály, které se šíří tělem. Jelikož elektrický proud generuje magnetické pole, toto pole se vytváří i kolem některých orgánů, např. mozek a srdce. Velká nevýhoda těchto biosignálů je technická náročnost na jejich snímání, což je důsledek více negativních faktorů. Intenzita magnetických polí které chceme měřit, jsou jednak velice malé, a jiná magnetická pole působící na měřicí přístroj (geomagnetické pole Země, elektrospotřebiče, elektrické sítě) mají intenzity několikanásobně vyšší. Jejich výhodou je bezkontaktní měření a schopnost lépe lokalizovat zdroj magnetického pole. Neinvazivně a bezkontaktně lze biomagnetické pole měřit pomocí

kvalitně odstíněného SQUID magnetometru. V běžné praxi se měření biomagnetických signálů nevyužívá. Příklady signálů [1], [2], [3]:

- Magnetoencefalografický signál - MEG
- Magnetoekulografický signál - MOG

Bioakustické signály

Tyto biosignály jsou tvořené fyziologickými projevy organismu, jako je průtok krve krevním řečištěm, průtok plynů v dýchacích cestách, funkce trávicího traktu či pohybem kloubů a kontrakcí svalů. Tyto projevy organismu můžeme pomocí patřičných snímačů (fonendoskop, mikrofon) snímat z povrchu těla, kam se šíří. Typické bioakustické signály jsou například srdeční ozvy. Dynamický rozsah signálů je 80 dB [2], [3].

Biomechanické signály

Zde se řadí mnoho mechanických projevů organismu, které lze měřit. Jedná se o nejrozličnější rychlosti, průtoky či tlaky, zrychlení nebo polohové výchylky. K měření se používají mechanické a elektromechanické snímače, např. piezokrystaly, kapalinové tlakoměry, membrány, různé snímače průtoku. Abychom dostali kvalitní výsledky, je důležité přesné umístění snímače (přesnější než u bioelektrických signálů). Toto je také jeden z důvodů invazivního měření. Mezi nejčastěji měřené biomechanické signály se řadí krevní tlak, srdeční výdej, respirační frekvence, objem tkání [2], [3].

Biochemické signály

Poskytují nám informace o koncentracích různých druhů látek ve tkáních lidského organismu a o jejich kyselosti či zásadovosti. Je možné je získat také z odebraných vzorků, nejen z přímého měření na organismu. Jako příklad klasického biochemického signálu můžeme uvést nasycení krve kyslíkem, koncentrace a parciální tlak kyslíku a oxidu uhličitého v krvi, pH [2], [3].

2.3 Artefakty

Artefakt můžeme obecně popsat jako jev, jehož původ není ve vyšetřovaném orgánu a je nutné odstranit jej ze záznamu. Za jejich vznik mohou fyziologické a vnější vlivy. Dělí se do dvou základních skupin, a to na technické a biologické. Samozřejmě kromě společných artefaktů mají různé vyšetřovací metody také různé typy technických artefaktů [1], [3].

Technické artefakty

- Elektrostatické potenciály - jejich vznik ovlivňuje více faktorů, například nízká jakost elektrod, špatný kontakt elektrody s pokožkou, změnou prokrvení tkáně v místě přiložené elektrody. Vznikají také při elektrostatickém výboji u elektrod, takže například pouhý pohyb předmětů z elektrostatických materiálů může artefakt způsobit.
- Rušení elektrorozvodnou sítí (sít'ový brum) - tento artefakt je způsoben vazbami které vznikají mezi tělem pacienta a jeho okolím, vedením signálu a jeho okolím a také

jakýchkoliv přístrojů které obsahují elektrické obvody. Odstranění tohoto artefaktu je možné při použití filtrace.

- Impulsní rušení - způsobeno blízkostí elektromotorků, zapínáním přístrojů ve stejné síti, spínanými zdroji. Může být způsobeno i číslicovými obvody nebo přepínáním svodů.
- Nedostatečné magnetické stínění - tento artefakt se projevuje zejména u biomagnetických signálů a jejich měření. K jeho eliminaci je potřeba kvalitně odstínit rušivá magnetická pole nebo odstranit zdroje rušení.
- Šum elektronických obvodů - zde mají velký vliv analogové vstupní obvody biozesilovačů. Řadíme zde šum tepelný a kontaktní. Číslicové zpracování nám zajistí odolnost proti těmto rušivým prvkům, avšak při digitalizaci vzniká kvantizační šum.

Biologické artefakty

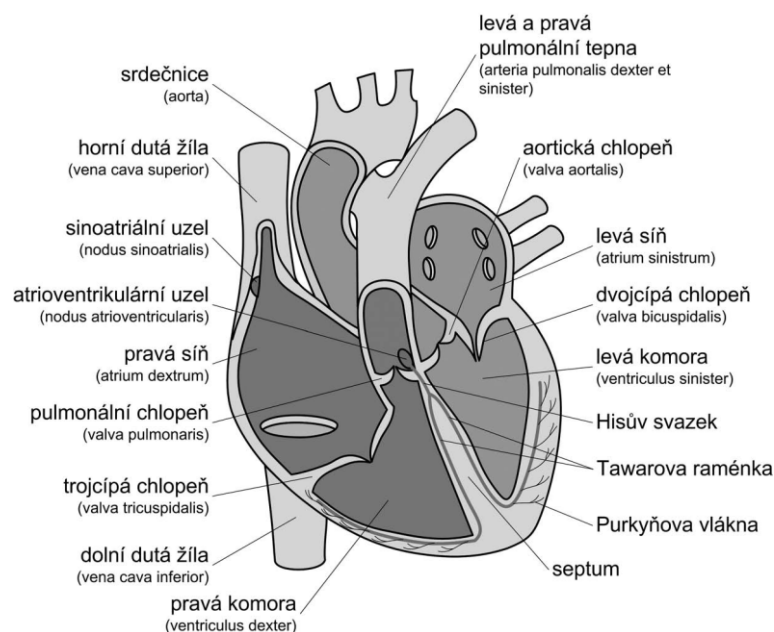
- Pohybové artefakty - vznikají při pohybu elektrody připevněné na kůži. Pohybem se poruší vytvořená vrstva a změní se rozložení iontů kolem rozhraní. Tím se změní půlčlankový potenciál a dostaneme chybné měření. U EOG to může být také mrkání.
- Vzájemný vliv orgánů - změna měřených biosignálů vlivem jiných orgánů, například při snímání EKG se projeví jeho modulace vlivem dýchání. Při EMG jednoho svalového vlákna se musí projevit i působení okolních svalových vláken.
- Biologické rytmy - opakované změny životně důležitých činností a funkcí organismu, které probíhají na různých úrovních v různých časových cyklech. Tyto biorytmy ovlivňují biosignály, hlavně mozek. Příkladem je cirkadiánní rytmus, který má vliv na produkci hormonů a mozkovou aktivitu. Biorytmy s různými periodami mohou být propojené.

3 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie se řadí mezi lékařské diagnostické metody. Využívá se v ní bioelektrického signálu srdce, který se snímá, zaznamenává a vyhodnocuje. V kardiologii je EKG primární metoda vyšetřování srdce schopna odhalit mnoho poruch. Jedná se o poruchy srdečního rytmu, ischemické změny v myokardu, ukazatele účinnosti kardiofarmak atd. Přístroj zaznamenávající biosignály srdce se nazývá elektrokardiograf, k snímání samotnému jsou zapotřebí elektrody (ty musí být rozloženy na těle pacienta dle normovaných schémát). Konečný zobrazený záznam se nazývá elektrokardiogram [3], [4].

3.1 Funkce srdce

Srdce je dutý orgán, velmi důmyslná mechanická pumpa, která svými stahy zajišťuje oběh krve v těle a tím prokrvení organismu. Je uloženo v hrudním koši mezi plícemi a bránicí. Srdeční sval se nazývá myokard a je tvořen příčně pruhovanými svalovými vlákny, které však nelze ovládat vůlí. Srdce má čtyři dutiny, dvě síně a dvě komory. Do pravé síně přitéká horní a dolní dutou žilou odkysličená krev z velkého krevního běhu (ten zásobuje orgány a tkáně). Pravá síň se stáhne a vytlačí krev do pravé komory, ze které poté krev teče prostřednictvím plicní tepny do plic. Z plic se krev (již okysličená) dostává do levé síně, poté do komory ze které začíná srdečnice neboli aorta. Ta zásobuje velký krevní oběh který přivádí okysličenou krev do orgánů. Svalovina levé části srdce je silnější, a to z důvodu vyššího průtoku než u malého krevního oběhu, který se týká plic [3], [4], [5].



Obr. 1: Zobrazení stavby srdce [3]

K zamezení zpětného toku krve slouží chlopně, ty fungují jako jednosměrné ventily (otevřené nebo zavřené, ideálně krev teče pouze jedním směrem). Fáze stahu srdce, kdy je z něj krev vytlačována, nazýváme systola. Naopak fáze při které se srdce uvolní a krev do něj může

znovu natéct se nazývá diastola. Pro správnou funkci srdce je zapotřebí, aby stahy a uvolnění síní a komor přicházely v určitém pořadí a se správnou časovou sousledností. Tuto časovou souslednost zajišťuje převodní systém srdeční, což jsou v podstatě buňky, které periodicky vytvářejí podráždění a tím akční potenciál, ten se šíří srdcem a je akcí, na kterou reagují síně a komory. Tím vzniká frekvence srdečních stahů, kterou určuje frekvence vzruchů [3], [4], [5].

3.2 EKG Svody

Díky tomu, že se elektrické pole v lidském těle dobře šíří, je možné snímat elektrický potenciál srdce prostřednictvím elektrod na povrchu těla. Neinvazivní EKG záznam se skládá z dvanácti svodů, těmito poté měříme srdeční aktivitu na končetinách a hrudníku pacienta. Svody se dělí do tří skupin a každá nese název svého autora:

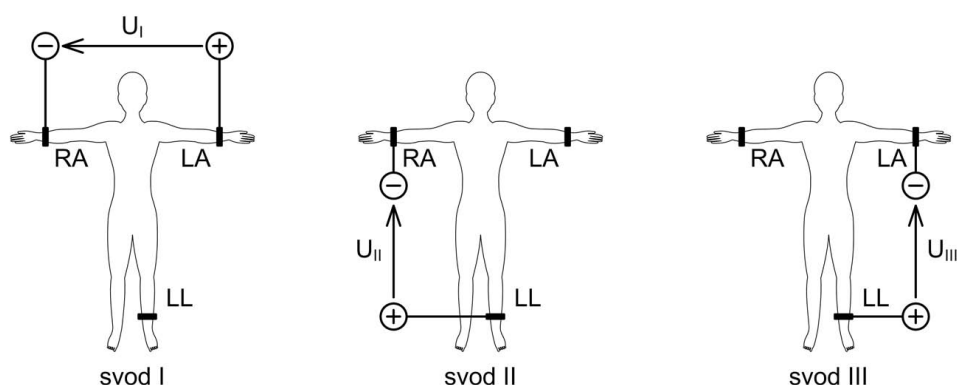
- Einthovenovy bipolární končetinové svody (I, II, III)
- Goldbergerovy unipolární končetinové svody (aVR, aVL, aVF)
- Wilsonovy unipolární hrudní ($V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$)

Postupem času a používáním se místa snímání a značení těchto svodů ustálilo. Používá se devět elektrod, tři končetinové a šest hrudních. Pokud se měří zátěžové či fetální EKG, využívá se jiných svodů. Samozřejmě existuje mnohem více typů svodů, ale není důvod je klinicky používat. K připevnění vodičů na končetiny se využívají nejčastěji klipsové elektrody, na hrud' balónkové elektrody [3], [4], [5].

Einthovenovy bipolární končetinové svody

Einthovenovy svody jsou označovány jako standardní a jedná se o tři svody značené I, II, III. Využívají tři končetinových elektrod:

- Na pravé paži, značí se RA
- Na levé paži, značí se LA
- Na levé noze, značí se LL



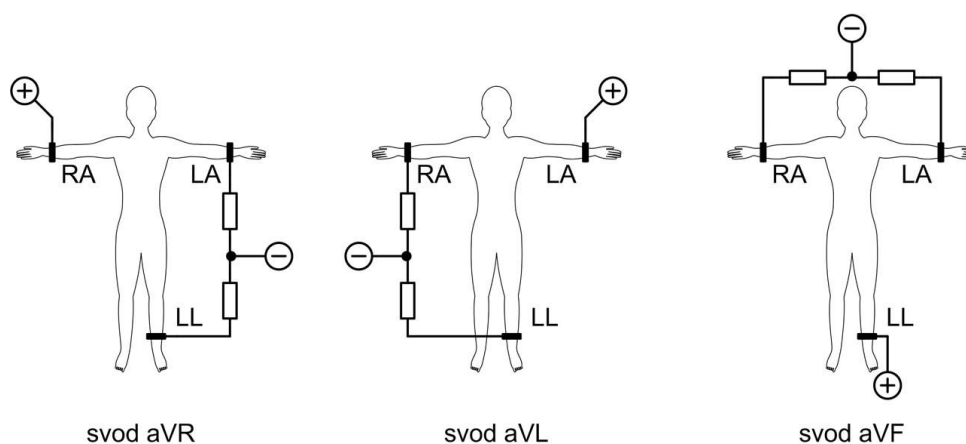
Obr. 2: Einthovenovy bipolární končetinové svody [3]

V praxi se využívá ještě čtvrtá končetinová elektroda (značí se RL). Elektroda nesnímá, je zapojena v obvodu zpětné vazby (ten má za úkol snížit souhlasnou složku signálu na vstupu

předzesilovače). Svody jsou bipolární, tedy měří se elektrický potenciál mezi dvěma elektrodami, v lékařské praxi jsou pro dodržení správného zapojení elektrod svorky a vodiče barevně rozlišeny. Při zapojení svodů dostaneme tzv. Einthovenův trojúhelník, kdy konce končetin tvoří přibližné vrcholy rovnoramenného trojúhelníku a končetiny samotné poté představují vodiče stejné délky vzhledem k středu těla kde leží srdce. Další výhoda končetinových elektrod je v tom, že změna v elektrokardiogramu vlivem různé polohy elektrod není tak výrazná jako u svodů hrudních [3], [4], [5].

Goldbergerovy unipolární končetinové svody

U těchto svodů se využívá stejných elektrod jako u svodů předchozích, ale u každého svodu je kladná svorka připojena k elektrodě a tím udává příslušný potenciál svodu, zatímco zbývající elektrody jsou přes odpor 5 kΩ zapojeny do referenční svorky.



Obr. 3: Goldbergerovy unipolární končetinové svody [3]

Výsledný potenciál se poté počítá jako průměr potenciálů dvou končetin vůči končetině třetí. Předpona aV je zkratkou augmented voltage, tedy zesílené napětí [3], [4], [5].

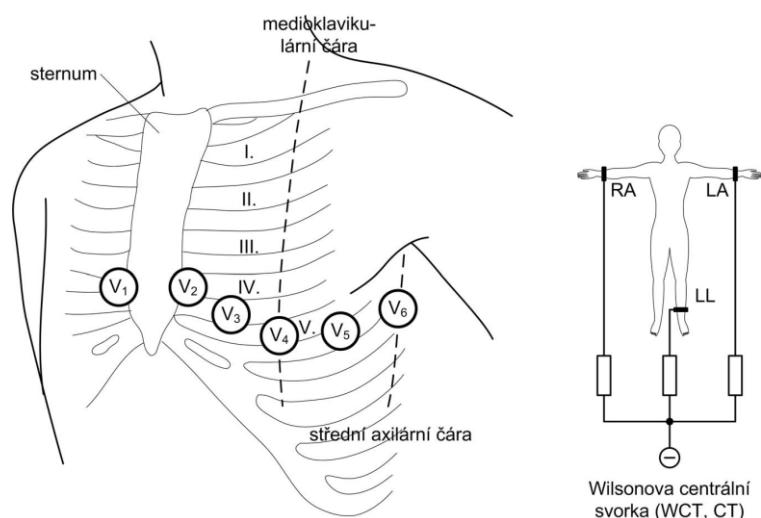
Svody jsou značeny takto:

- aVR (kladná svorka na RA)
- aVL (kladná svorka na LA)
- aVF (kladná svorka na LL)

Wilsonovy unipolární hrudní svody

Těchto svodů (nazývané také prekordiální) je šest, značí se V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 , V_6 a jejich kladný pól je tvořen připojenou elektrodou. Tyto elektrody se umísťují na specifická místa v krajině srdeční, konkrétně od středu hrudníku mírně do oblouku k levému boku. Hlavní důvod používání těchto svodů tkví v tom, že elektrody umístěné blíže k srdci nám podávají mnohem více informací o jeho elektrické aktivitě. Z těchto informací můžeme poté například zjistit přesné místo výskytu infarktu na srdci pacienta (což u svodů předchozích není možné, z těch zjistíme pouze to, že infarkt proběhl). Záporný pól je umístěn na referenční svorce, která vznikne spojením končetinových elektrod do uzlu přes odpor 5 kΩ a k této svorce se poté z

kladných elektrod unipolárně měří. Je možné použití dalších tří svodů které se umisťují za axilární čáru a na vyšší mezižebří, avšak jejich používání není tak časté [3], [5].



Obr. 4: Wilsonovy unipolární hrudní svody [3].

3.3 Elektrody

Jelikož se EKG signál snímá z povrchu pokožky, používají se při něm téměř výhradně povrchové elektrody. S elektrodami se také nanáší elektrovedivý gel. Elektrody by v ideálním případě neměly ovlivňovat průběh EKG signálu (pohybové artefakty, elektrostatické potenciály), proto je třeba zajistit kvalitní kontakt s pokožkou a hlídat faktory, které by mohly způsobit změnu. Vyráběných druhů elektrod je velké množství, jejich použití je různé (záleží na konkrétní aplikaci). Mezi konkrétní používané elektrody pro EKG se řadí plošné kovové, balónkové a plovoucí elektrody [3], [5].

Plošné kovové elektrody jsou nejjednodušší typ biopotenciálových elektrod, který lze vytvořit. Jako primární materiál při jejich výrobě se používá slitina stříbrnikl (80% Ag, 20% Ni) pro velké elektrody, ty s menší plochou se vyrábějí z argentchloridu. Typický příklad plošné kovové elektrody je končetinová EKG elektroda. Vyrábí se jako klips, který se uchytí na požadované končetině. Připojení elektrody je rychlé a pružné. Při použití s balónkovými elektrodami slouží k ambulantnímu záznamu EKG. Menší elektrody se vyrábějí ve formě kovového disku, který se připevňuje na tělo. K tomu se používá buď lékařská lepicí páska, nebo má elektroda při jednorázovém použití samolepicí vrstvu. Horní část elektrody obsahuje cvoček, na který se připojuje vodič signálu. Použití těchto elektrod je hlavně u dlouhodobějšího monitorování pacienta. Samozřejmě je více typů plošných elektrod, jako například elektrody snímající biopotenciál z jícnu nebo přikládající se přímo na obnažené srdce. V tomto případě se nemusí nanášet gel, funkci dielektrika mají tělní tekutiny [3], [5].

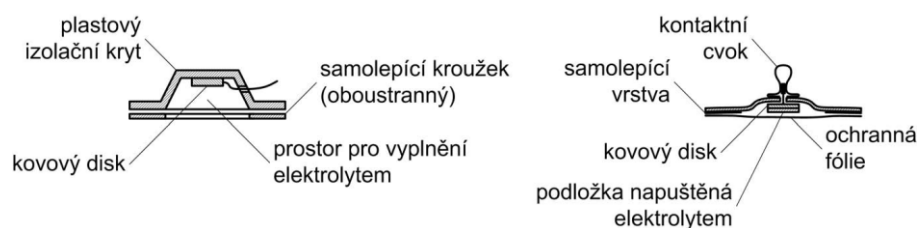
Balónkové elektrody jsou specializované na rychlé a snadné použití při potřebě ambulantního EKG. Jejich vrchní část tvoří gumový balónek, který při zmáčknutí vytvoří podtlak potřebný k přisátí elektrody. Spodní část elektrody je tvořena přísavkou, ta může být kovová a rovnou tvořit samotnou elektrodu (zde je ovšem skutečná plocha styku s pokožkou velmi malá, jelikož se elektroda dotýká kůže pouze po stranách), nebo je vyrobena z gumy a v jejím středu je instalována disková elektroda (zde se odstraní nevýhoda kovové přísavky, plocha

styku je mnohem větší, avšak mechanická odolnost přísavky je menší). Balónkové elektrody se připevňují na hrud' s použitím gelu, a jejich aplikace je krátkodobá (podtlak kůže způsobuje její podráždění) [3], [5].



Obr. 5: Ukázky povrchových elektrod [5].

Plovoucí elektrody jsou vyrobeny za účelem omezení výskytu pohybových artefaktů. Toho je docíleno tím, že je elektroda tvořena kovovým diskem s vrstvou gelu. Tato vrstva gelu je flexibilní, pohybuje se spolu s elektrodou, tím se zkvalitní kontakt s pokožkou a minimalizuje se možnost změny koncentrace iontů (nábojové dvojvrstvy) na rozhraní elektroda - elektrolyt. Kovový disk elektrody obklopuje plastové pouzdro. Do tohoto pouzdra je zapuštěn samotný elektrolyt. Při aplikaci elektrod na jedno použití se konstrukce liší, místo plastového pouzdra je kovový disk obepnut flexibilní pěnovou podložkou. Do této podložky se nanáší elektrolyt. Přichycení elektrod je možné buď pomocí speciálních oboustranných samolepících kroužků, nebo mohou být vybaveny samolepící vrstvou (jedno použití) [3], [5].

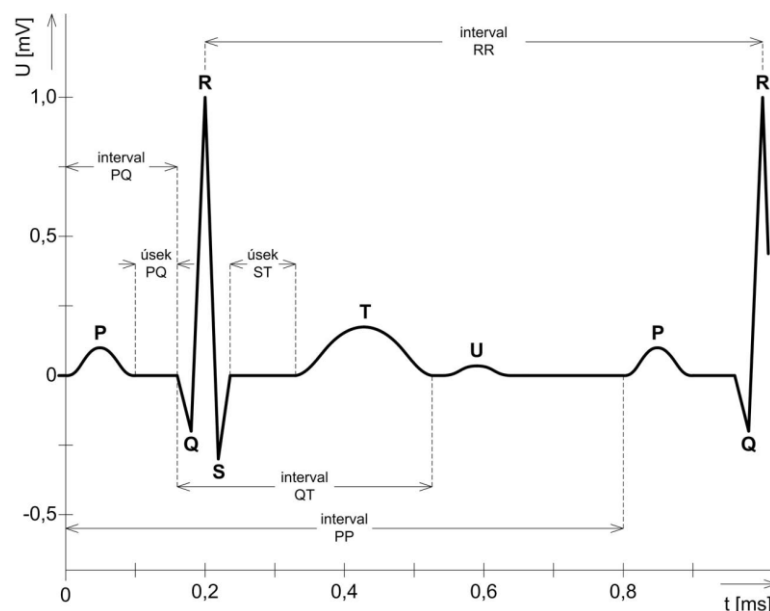


Obr. 6: Ukázky plovoucích elektrod [3].

3.4 Vznik a popis elektrokardiogramu

Elektrické pole okolo srdce je vytvářeno při šíření akčního potenciálu skrz převodní systém srdeční a jeho svalovinu. Napětí které měříme je vektor (má směr). Při srdeční aktivitě se vrchol okamžitého vektoru pohybuje v určité uzavřené křivce. Ta začíná ve středu srdce u síní a směřuje k srdečnímu hrotu, poté se vrací zpět na začátek. Při zobrazení ve frontální rovině se tato křivka promítne na standardní končetinové svody tvořící tzv. Einthovenův trojúhelník (předpoklad - rovnostranný se srdcem ve středu). Měřené napětí je tedy projekce vektoru do jednotlivých stran Einthovenova trojúhelníku a na elektrokardiogramu ho vidíme jako QRS komplex. Při šíření podráždění srdcem se bude měnit velikost a směr okamžitého srdečního vektoru v čase, jeho vrchol se pohybuje po křivce a výsledné napětí se mění. Toto napětí

snímají svody a jeho změna je zapsána jako elektrokardiogram. Při šíření akčního potenciálu směrem k elektrodě se na elektrokardiogramu zapisuje kladná výchylka a naopak, záporná výchylka se zapisuje pokud se akční potenciál šíří směrem od elektrody [3], [5].



Obr. 7: Ideální EKG křivka [3].

Srdeční aktivita se měří dvěma způsoby. Při unipolárním měření je napětí přicházející do kladné elektrody srovnáváno s centrální svorkou (její napětí je nulové). Bipolární měření je založené na srovnávání napětí mezi dvěma rovnocennými elektrodami. Při proběhnutí jednoho srdečního cyklu nastává v srdci depolarizace a repolarizace síní a komor. Jelikož jsou tyto procesy odděleny, lze je na EKG rozeznat (část síňová a část komorová). Při depolarizaci síňové části vidíme na elektrokardiogramu vlnu P, u repolarizace je zobrazena vlnou T. Komorový komplex je složen z depolarizace, což je QRS komplex, a z repolarizace ve formě úseku ST a vlny T [3], [5].

Výše uvedený obrázek (Obr. 7) nám znázorňuje ideální sejmutou EKG křivku. Skládá se z izoelektrické linie, kmitů Q, R, S, vln P, T, U, intervalů PQ, PR, QT, RR a úseku ST. Všechny tyto části elektrokardiogramu budou nyní popsány [3], [5]:

- **Kmit Q** - udává informaci o počátku depolarizace komor, konkrétně depolarizace septa a papilačních svalů. Je to první negativní výchylka komorového komplexu. Šířka 0,3 s, hloubka 0,3 mV.
- **Kmit R** - je to první pozitivní výchylka komorového komplexu, následuje po kmitu Q, vzniká při probíhající depolarizaci komor. Pokud je v elektrokardiogramu více pozitivních kmitů, přidává se k označení R ještě apostrof. Výška kmitu v končetinových svodech do 1 mV, v hrudních do 2,5 mV.
- **Kmit S** - vzniká při končící depolarizaci komor. Je to negativní výchylka, která následuje po kmitu R.

- **Vlna P** - je to projev depolarizace síní. Na počátku je dána depolarizací pravé síně, na konci depolarizací levé síně. Ve všech standardních svodech je pozitivní, pouze ve svodu aVR je negativní. Výška vlny 0,1 - 0,15 mV, délka nepřesahuje 100 ms.
- **Vlna T** - na elektrokardiogramu je zobrazena jako depolarizace komor. Její výchylka je orientována s hlavní výchylkou QRS komplexu, bývá tedy většinou pozitivní. Negativní vlna je vždy ve svodech III a aVR. Délka vlny 0,2 s, výška 1/8 - 2/3 amplitudy kmitu R.
- **Vlna U** - projev depolarizace některých částí převodního systému. Většinou nelze na elektrokardiogramu rozlišit, což je dané tím že amplituda je velmi malá (nepřesahuje 0,05 mV). Avšak vlivem některých patologických změn či léků se stává zřetelně pozitivní či negativní.
- **Interval PQ** - Doba od začátku P vlny do začátku QRS komplexu, tedy do začátku kmitu Q. Délka tohoto intervalu je závislá na srdeční frekvenci a pohybuje se mezi hodnotami 120 - 200 ms. Je způsoben při vedení vzruchu od sinoatriálního uzlu přes svalovinu síní. Přechází také přes izoelektrickou linii. Pokud je u pacienta přítomna porucha vedení vzruchů ze síní na komory, může se interval prodloužit. Naopak ke zkracování intervalu dochází při vrozené poruše předčasné aktivace komor.
- **Interval QT** - Zahrnuje začátek u kmitu Q a konec vlny T. Jeho trvání nám dává přibližnou dobu systoly komor. Běžná doba trvání intervalu je 350 - 450 ms. Délka intervalu je velmi závislá na srdeční frekvenci (větší frekvence, kratší interval a naopak). QT interval se prodlužuje s věkem a ženy ho mívají delší.
- **Interval PR** - Má stejný význam jako interval PQ, avšak používá se pokud komorový komplex začíná kmitem R.
- **Interval RR** - Je to doba mezi dvěma kmity R, tedy mezi dvěma komorovými komplexy. Na jeho průběh má vliv srdeční frekvence (vyšší frekvence, kratší interval a naopak). Jeho použití je například u kardi tachometru, který pro měření využívá právě tento interval.
- **Úsek ST** - Definuje časový úsek konce komorového komplexu a začátku vlny T, úsek mezi depolarizací a repolarizací komor. V běžném elektrokardiogramu je úsek ST zobrazen vodorovně jako izoelektrická linie, jeho změna je projevem onemocnění. Bod konce QRS komplexu a začátku ST úseku se označuje jako junkční bod.
- **Komplex QRS** - Hlavní složka QRS komplexu je tvořena kmity Q, R a S. Tyto kmity jsou definovány jako první negativní výchylka komplexu (kmit Q), první pozitivní kmit za kmitem Q je definován jako kmit R a první negativní kmit po kmitu R se nazývá kmit S. Kmitů R a S může být i více. Ke značení se používají malá a velká písmena. Malé písmena se volí pro při kmitu nižším než 0,5 mV, velká při kmitu vyšším. Délka celého QRS komplexu se pohybuje mezi 0,006 - 0,1 s.

3.4.1 Diagnostická hodnota Elektrokardiogramu

Při sumarizaci výše uvedených informací lze říci, že výsledný elektrokardiogram je soubor, který obsahuje informace o funkcích převodního srdečního systému, tvorbě vzruchů, správné práci srdečních svalů a všech funkčních či morfologických změnách těchto parametrů. Z elektrokardiogramu je také ještě možné hodnotit a kontrolovat účinnost léků a ischemické poškození myokardu. EKG vyšetření je používáno jako základ srdeční diagnostiky, není náročné

na provedení, není drahé a je široce dostupné. Přístroje pro získání těchto údajů (elektrokardiografy) jsou v drtivé většině případů 12ti svodové (častý je také požadavek na zobrazení všech svodů současně, nebo jejich tisk) a je možné u nich najít také vstupy pro měření jiných tělesných parametrů (krevní tlak, teplota). Liší se svou konstrukcí a použitím, od velkých klinických elektrokardiografů vybavených softwarem pro analýzu EKG s připojením k počítači, po malé přenosné elektrokardiografy vybavené LCD displejem pro rychlé použití při ambulantních zákrocích a v terénu. EKG záznam se zapisuje standardizovanou rychlostí, a to 25 mm/s a 50 mm/s. Elektrokardiografie je tedy nepostradatelná diagnostická metoda a uplatňuje se při mnoha lékařských výkonech [3], [5].

4 Pletysmografie

Pletysmografie je diagnostická metoda poskytující lékaři informace o prokrvení tkání a činnosti a reaktivitě cév. Prstová pletysmografie (snímač se připevňuje na prst) slouží k získání pulzové vlny během srdeční akce, ze které je poté možno vyhodnotit periferní prokrvení či účinky vybraných léků.

Známost metody se datuje v již v počátku dvacátého století. Obrovský vliv na její masové používání a rozvoj má objev fotopletysmografu, který umožnil provádět snímání jednoduchým způsobem. V současné době je pletysmografie standardní diagnostická metoda pro vyšetřování cév používaná například v angiologii, profesní medicíně, urgentní medicíně a na operačních sálech. Může být součástí celkového monitoringu pacienta na jednotkách intenzivní péče. Je neinvazivní a lehce proveditelná. Při měření reakcí cévní soustavy se využívá také různých vnějších faktorů (změna teploty snímaného prstu, aplikace nitroglycerinu apod.). Jelikož je výsledný pletysmografický záznam velmi proměnlivý, nebyla dosud tato metoda standardizována. Z tohoto důvodu je není snadné tento záznam analyzovat a dostávají se zde ke slovu především zkušenosti a vědomosti lékaře, jelikož hodnocení záznamu je spíše subjektivní. [3], [5].

4.1 Vlastnosti arteriální soustavy a kardiovaskulárního systému

Účel kardiovaskulárního systému je v udržení oběhu krve v organismu, čímž se zajistí dvě věci, okysličení, výživa tkání, buněk a odvod vytvořených odpadních látek z organismu. Cévní soustavou se také přenášejí hormony (mají své funkce v řídicích systémech organismu). Správná funkce kardiovaskulární soustavy je důležitý faktor při udržení stálé tělesné teploty a stability vnitřního prostředí. Kardiovaskulární soustava se skládá ze srdce a cév, ty se poté rozdělují na tepny, žíly a kapiláry. Funkce tepen je odvod okysličené krve do celého těla a jeho zásobení, žíly naproti tomu krev odkysličenou přivádějí do pravé srdeční poloviny a do plicního krevního oběhu na její opětovné okysličení. Kapiláry slouží k tomu aby v nich probíhala výměna plynů na molekulární úrovni (plíce a tkáně). Tepny mají určitou elastickou funkci, jsou pružné a touto vlastností pomáhají k posunu krve v krevním oběhu směrem ke kapilám, asistují tedy srdci. Žíly mají stejnou pružnost a ta se využívá při mechanismech napomáhajících zpětnému toku krve [3], [5].

Tlak a průtok krve je udržován srdeční činností. Systola má za následek vtlačení množství krve ze srdce do aorty (60 až 100 ml). Tlak v aortě při naplnění je přibližně 10 kPa, srdeční stah udělí krvi kinetickou energii a zrychlení, tím se roztáhne stěna aorty a dojde ke zvýšení tlaku. Kontinuální vytváření nového tepového objemu tlačí krev v tepnách kupředu a vytváří v krevním řečišti tlakovou vlnu, která při svém pohybu roztahuje jejich stěnu (tento jev je možné zjistit hmatem jako tep). Tlaková vlna se sčítá s vlnami odraženými, při postupu se mění její průběh a tlumí se. Rychlost pohybu krve je mnohem menší než rychlost pohybující se vlny (při rychlosti vlny několika metrů za sekundu je rychlost krve 14 až 18 cm.s⁻¹). Při počátku diastoly je krev na okamžik zastavena, ale potenciální energie uchována ve stěně aorty ji dá znovu do pohybu. Jelikož se při velké rychlosti šíření pulsových vln mění elastické vlastnosti cév, začalo se této závislosti využívat při hodnocení a analyzování právě těchto elastických vlastností. Elastičnost můžeme vyjádřit jako vlastní schopnost těles navrátit se při deformaci do

původního stavu. Je omezena dvěma faktory, mezi pružnosti (maximální napětí při kterém se céva trvale nedeformuje) a mezi pevností (maximální napětí při kterém se neporuší soudružnost cévy). Pomocí výzkumů bylo zjištěno že křivky v živém organismu mají exponenciální tvar a charakterizujeme je dvěma parametry, relativní strmostí se stejným zakřivením a růzností zakřivení exponenciálního charakteru[3], [5].

4.2 Pulzová vlna

Samotný pletysmografický záznam se skládá ze sledu pulsových vln, jedna pulsová vlna zobrazuje jeden srdeční cyklus. Vytlačená krev do aorty během systoly udělí sloupci krve větší rychlost a roztáhne arteriální stěnu. Tato změna tlaku a roztažení tepen se šíří celým krevním řečištěm jako tepová vlna (pulsová vlna). Tvar pulsové vlny je ovlivněn objemem a rychlostí vytlačované krve a pružností aorty a velkých tepen. Šířící se pulsová vlna v krevním řečišti je odražena a tlumena. Konkrétně v tepenném řečišti jsou to odrazy [3], [5]:

- Na odstupech z hlavního kmene
- Na konci řečiště

V cévním systému neexistuje postupné vlnění, tvar pulsové vlny je ovlivněn postupující a odraženou vlnou, jejich sumací. U tepen mají odrazy na malých cévách a pravděpodobně i na kapilárách stejné poměry jako uzavřená trubice, je tedy možné rozpoznat cévní problémy jako krevní sraženinu či její zúžení [3], [5].

4.2.1 Centrální a periferní pulsová vlna

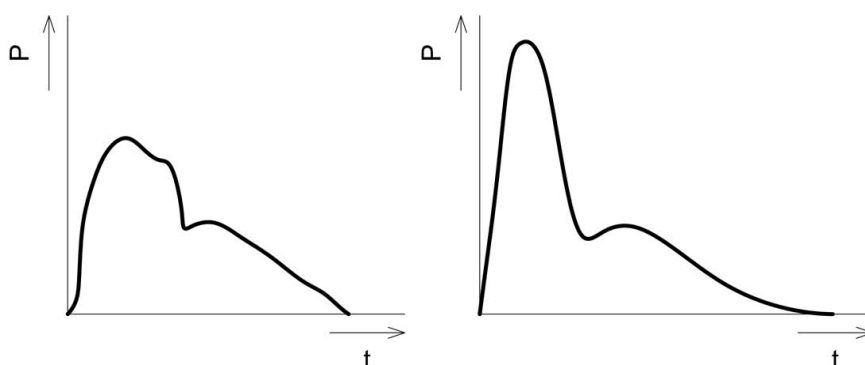
Tyto pulsové vlny od sebe můžeme rozeznat podle průběhu křivky a místa jejich snímání. Centrální vlnu lze získat z krční tepny při neinvazivním záznamu z povrchu kůže (objemový záznam). Periferní vlna se snímá na prstech končetin. Na průběhu pulsových křivek lze rozeznat [3], [5]:

- Vzestupnou část - náhlý strmý vzestup, jedná se o zvětšení objemu v cévě. Je to čelo pulsové vlny.
- Sestupnou část - pomaleji klesající průběh křivky který představuje postupné stáhnutí cévy po přechodu pulsové vlny.

Tvar sestupné části pulsové vlny je přerušen viditelným zářezem. Tento zářez je důsledkem uzavěru semilunárních chlopní. Odraz krve od těchto chlopní způsobuje na průběhu mírnou vzestupnou část a poté již křivka pouze klesá. Tvar periferní pulsové vlny (jak je patrné z obrázku) je mnohem strmější než vlna centrální a je více zaoblená. Dle klinických studií je tvar periferní pulsové vlny odlišný při hrubých změnách srdeční hemodynamiky, u postižení chlopní a při odlišném krevním tlaku [3], [5].

Jako doplněk je zde ještě uvedeno rozdělení pulsových vln dle snímané fyzikální veličiny na tlakové, objemové a proudové. Tlaková vlna vzniká při kontrakci srdečního svalu. Postupně z ní vznikne objemová vlna, to je způsobeno roztažností cév. Vlny by byly identické,

pokud by roztažnost cév byla lineární. Tlaková vlna se získává pouze katetrizací tepny, není možný neinvazivní způsob [3], [5].



Obr. 8: Centrální a periferní pulzová vlna [3].

4.3 Pletysmografie

Pletysmograf je přístroj potřebný ke snímání a záznamu pulsové vlny. V počátcích pletysmografie se používaly pletysmografy, které používaly vzduch a vodu jako médium pro přenos pulsů. Tyto přístroje byly ovšem chybové a náchylné na vliv rušivých elementů. Později se začaly používat elektronické pletysmografy. V této sekci budou podrobněji vysvětleny pouze fotoelektrické pletysmografy, jelikož jsou obsaženy v modulu pro měření PPG. Pletysmografy můžeme dle jejich principu (všechny mají společné neinvazivní snímání) funkce dělit na [3], [5]:

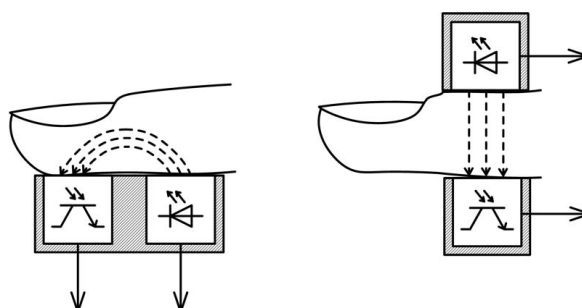
- Mechanické
- Kapacitní
- Impedanční
- Fotoelektrické

4.3.1 Fotoelektrické pletysmografy

Tyto pletysmografy využívají optoelektronické snímače, a to buď průsvitové nebo reflexní. Světlo z vysílače prochází skrz kapilární řečiště měřené části lidského těla (prstu). Objem kapilár (závislý na změnách tlaku krve při srdeční činnosti) způsobuje změnu absorpce, odrazu a rozptylu světla dopadajícího na přijímač. Použití této metody je zásadně na analyzování objemových změn, může se ale také použít při měření tepové frekvence. Použité světlo je infračervené s vlnovou délkou 940 nm (jinak by byl snímač chybový z důvodu citlivosti na nasycení krve kyslíkem). Jako světelné zdroje se používají infračervené LED diody, jako přijímač například fotodioda (důležitá je citlivost na infračervené světlo). Nevýhoda této metody je velká sensitivita na pohyb [3], [5].

Základem reflexní fotopletysmografie je zde využití odraženého světla od tkání, protože pro něj platí podobné zákony jako pro světlo tkání procházející. Platí zde závislost počtu odražených paprsků na množství krve v měřené tkáni. Touto metodou je možné měřit do hloubky přibližně 0,5 cm a může se aplikovat kdekoliv na těle. Hlavní nevýhoda spočívá v již

zmiňované pohybové citlivosti, při pohybu může zdroj světla ztratit kontakt s pokožkou a paprsky se budou do přijímače odrážet z jejího povrchu, což způsobí artefakt [3], [5].

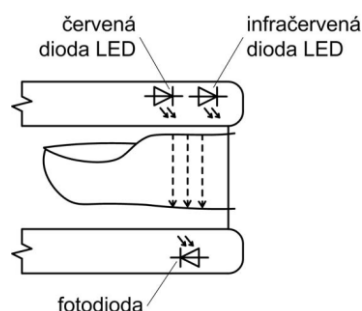


Obr. 9: Reflexní a transmisní snímání fotoelektrické pletysmografie [3].

Metoda transmisní fotoplethysmografie je založena na průchodu světelných paprsků měřenou tkání. Ze zdroje umístěného na vnitřní straně prstu jsou emitovány světelné paprsky, ty poté dopadají na detekující fototranzistor. Průchodem tkání jsou paprsky absorbovány, pokud je objem tkáně větší, dopadne jich na detektor méně a naopak. Výslednou křivku lze tedy analyzovat tak, že vzestupná část odpovídá zvětšení objemu krve ve tkáni a část sestupná je signalizace jeho zmenšení. Metodou se většinou snímají pulzace v periferních arteriích. Zřejmá nevýhoda tkví v použití pouze tam, kde světelné paprsky projdou na detektor v určité potřebné intenzitě [3], [5].

4.4 Pulzní oxymetrie

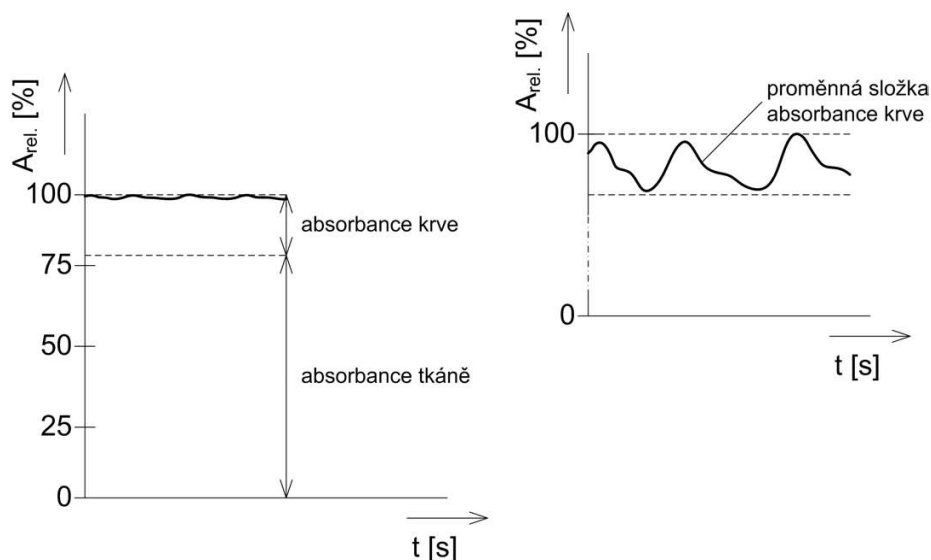
Pulzní oxymetrie je diagnostická metoda sloužící k měření koncentrace kyslíku v krvi (SpO_2). Měření probíhá neinvazivně a využívá se při něm prosvěcování tkáně (musí to být dobře prokrvená tkáň, například prst nebo ušní lalůček) červenou a infračervenou LED diodou. Světlo procházející tkání dopadá na fotodiodu, která detekuje jeho intenzitu. Intenzita je závislá na mnoha faktorech, vlastnostech tkáně, krve, fotodiody i zdroje záření [3], [5].



Obr. 9: Prstový snímač pro pulzní oxymetrii [3].

V prosvěcované tkáni se světlo vlivem její nestejnorodosti značně rozptyluje a klesá jeho intenzita (1 až 2 řády). Absorbanci tkáně není možné změřit, je tedy neznámá a u každého pacienta jiná. Jelikož krev v měřeném prstu pulsuje, mění se i objem této tkáně a to má za následek vznik proměnné složky absorbance, která narůstá do maxima a klesá do minima při každém srdečním cyklu, jednom tepu (asi 1 sekunda). Výše uvedená informace nám vlastně

říká, že absorbance tkáně a krve kterou obsahuje při minimálním objemu jsou stálé, jelikož se sice mění vlivem změny kyslíku v krvi, ale za mnohem delší dobu než je doba jednoho tepu. Tento jev lze pozorovat na obrázku 10, kde se absorbance krve mění v rozmezí 10 až 20% absorbance tkáně, ale její složka, která se rychle mění v čase, tvoří méně než 10% celkové hodnoty absorbance krve. Snímače využívané pro pulzní oxymetrii jsou nejčastěji prstové, při pohybu pacienta se mohou použít také snímače na ušní lalůček [3], [5].



Obr. 10: Vlevo zobrazení relativní absorbance tkáně, vpravo detailní zobrazení rychle se měnící složky absorbance závislé na změně objemu krve [3].

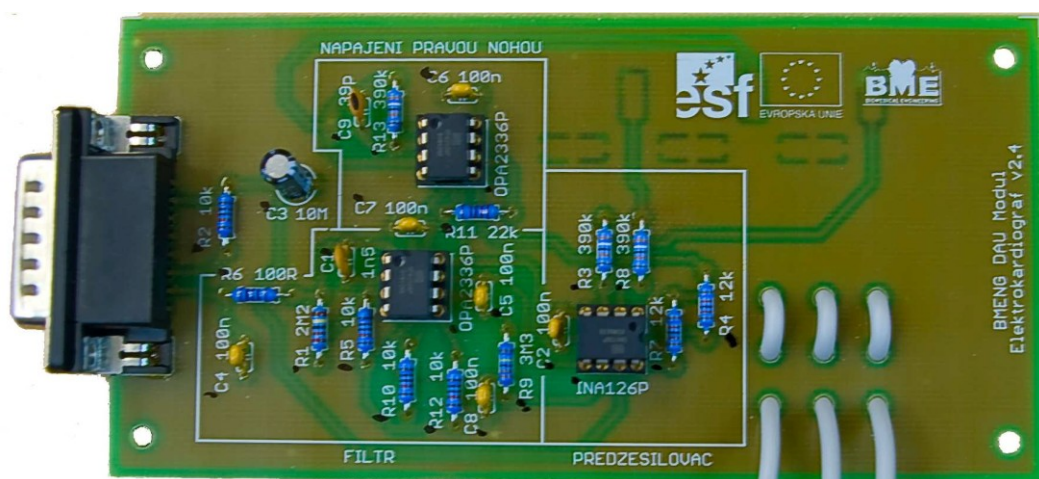
5 Elektronické součásti měřicího obvodu

Pro vytvoření kompletního měřicího obvodu pro měření EKG a PPG je zapotřebí dvou modulů, každý pro měření jednoho biosignálu a řídicí jednotky, která bude získané signály dále zpracovávat a přenášet do PC. Tato sekce popisuje oba moduly pro měření a EKG a PPG a platformu FRDM - KLZ25, která hraje úlohu řídicí jednotky.

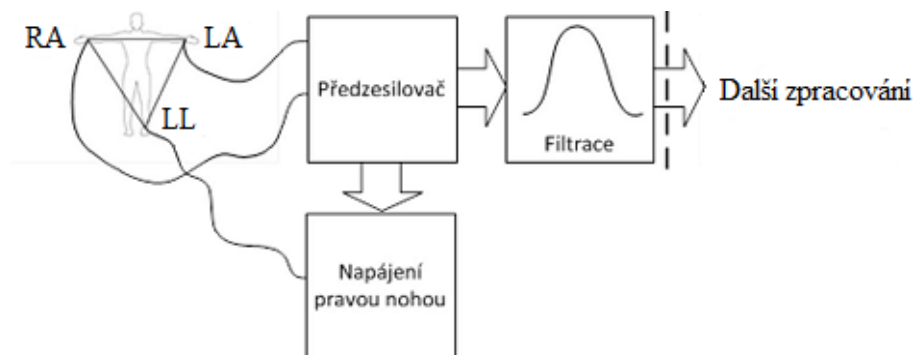
5.1 Modul bmeng EKG

Tento modul slouží pro snímání elektrické srdeční aktivity, tedy EKG signálu. Skládá se ze 3 částí [5]:

- Předzesilovač
 - V tomto bloku je signál impedančně přizpůsoben (není již ovlivněn měřicím zařízením)
 - Tohoto je dosaženo dostatečně vysokým odporem a přístrojovým zesilovačem, který odečte napětí na vstupech a zesílí rozdíl (8x)
- Filtr
 - Filtruje získaný elektrický srdeční signál od nežádoucích rušivých vlivů tak, abychom dostali pouze potřebné frekvenční pásmo EKG signálu (0,5 - 100 Hz)
- Napájení pravou nohou
 - Napájení pacienta slabým proudem s opačným potenciálem než je aritmetický průměr obou elektrod (eliminace změn potenciálů a ustálení signálu)



Obr. 11: Deska modulu bmeng EKG [5].

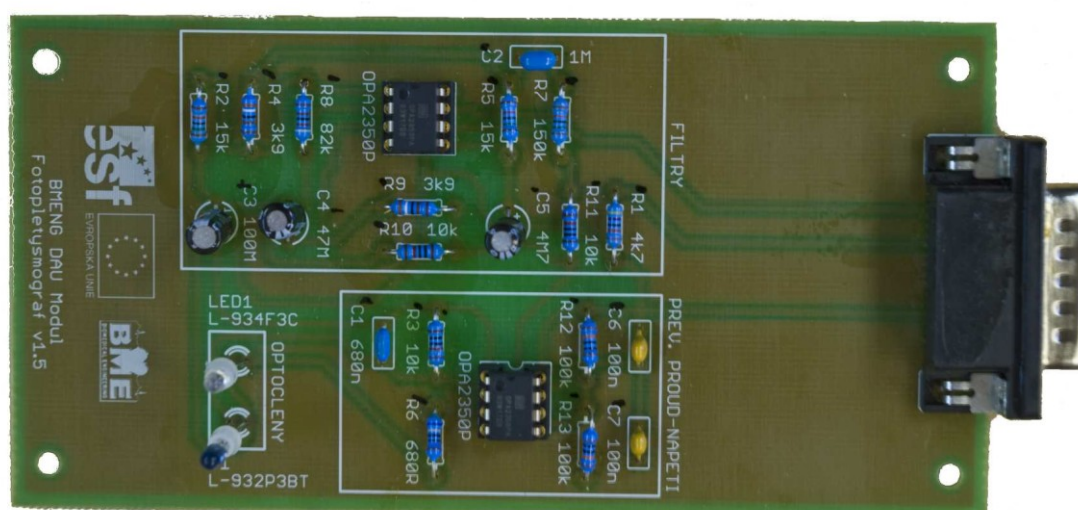


Obr. 12: Blokové schéma zapojení modulu bmeng EKG [5].

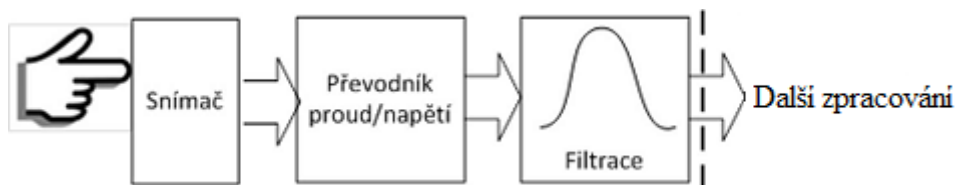
5.2 Modul bmeng PPG

Modul sloužící k měření prokrvení tkáně. Skládá se taktéž ze tří částí [5]:

- Snímač
 - Skládá se z IR LED diody a IR fototranzistoru. Využívá metody reflexní fotopletysmografie, tedy vyslaný světelný signál se odráží od tkáně a vrací se zpět detekčního IR fototranzistoru
- Převodník proudu na napětí
 - proudový signál sejmutý IR fototranzistorem se musí pro další zpracování transformovat na odpovídající napěťový signál. K tomuto účelu slouží operační zesilovač.
- Filtř
 - Filtruje získaný elektrický signál prostřednictvím předzesilovacího bloku a jeho úpravy od nežádoucích rušivých vlivů tak, abychom dostali pouze potřebné frekvenční pásmo PPG signálu (0,5 - 60 Hz)



Obr. 13: Deska modulu bmeng PPG [5].



Obr. 14: Blokové schéma zapojení modulu bmeng PPG [5].

5.3 Vývojová platforma FRDM - KL25Z

Vývojová platforma FreescaleFreedom je soubor softwarových a hardwarových komponent pro zpracování a vývoj. Je ideální pro rychlé tvoření aplikací pro mikrokontroléry. Hardware používaný pro tuto platformu se jmenuje FRDM - KL25Z. Je navržen jednoduše, přesto však sofistikovaně a obsahuje mikrokontrolér série Kinetis L, což je první průmyslový mikrokontrolér postavený na jádru ARM® Cortex™-M0+. Společné zařízení pro všechny mikrokontroléry Kinetis L jsou vysokorychlostní 12/16bitový analogově digitální převodník (ADC), 12bitový digitálně analogový převodník, vysokorychlostní analogové komparátory, výkonné časovače pro širokou škálu aplikací včetně ovládání motoru, nízko výkonové rozhraní sériové komunikace jako jsou UART, SPI, I2C apod., jeden napájecí zdroj 1,7 - 3,6 V s více nízko výkonovými módy podporujícím operační teplotu -40 ~ 105°C [7],[8].

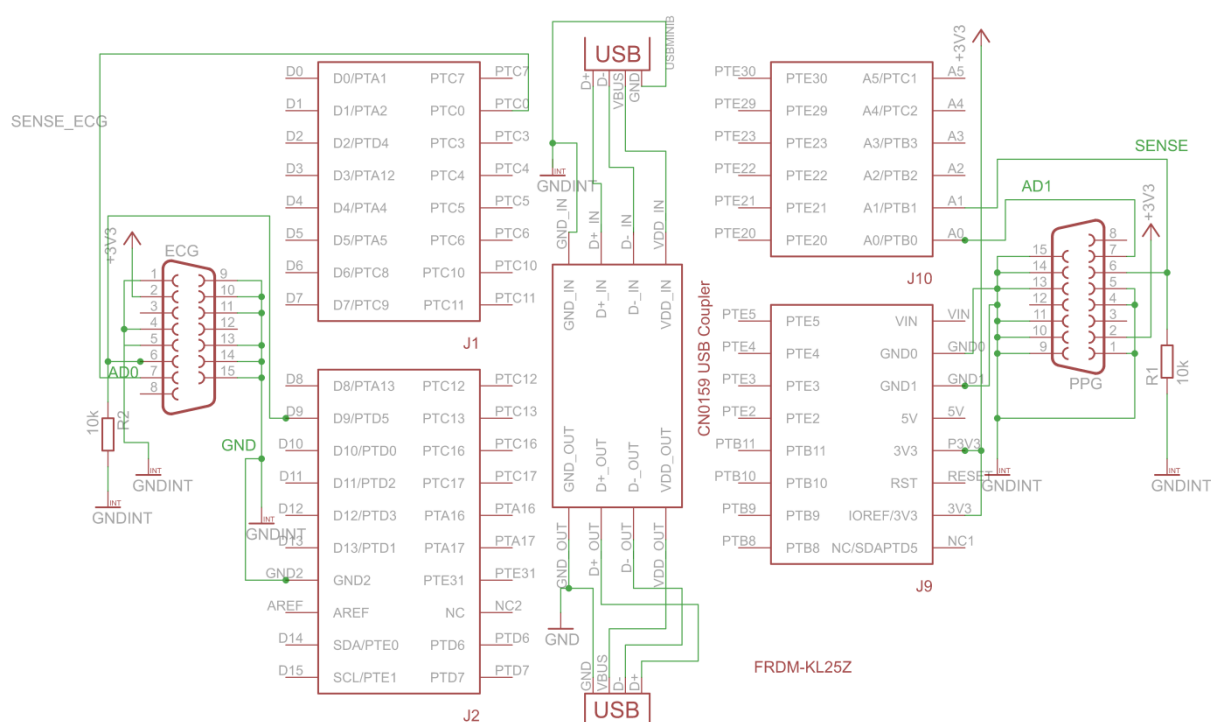


Obr. 15: Hardware FRDM - KL25Z [8].

FRDM - KL25Z je určen pro použití se zařízeními KL1 a KL2 série Kinetis L. Obsahuje KL25Z128VLK, zařízení s maximální operační frekvencí 48MHz, 128KB flash paměti, plně rychlostním USB řadičem a velkým množstvím analogových a digitálních periférií. Interface na plošném spoji obsahuje RGB LED diodu, 3osý digitální akcelerometr a kapacitní dotykový slider. FRDM - KL25Z je první hardwarová platforma obsahující OpenSDA (Freescale open standard embedded serial and debug adapter). Tento obvod nabízí několik možností pro sériovou komunikaci, flash programování a run-control debugging [7],[8].

5.4 Spojovací modul

Aby bylo možné přivést do hardwaru vývojové platformy FRDM - KL25Z analogový signál z modulů bmeng EKG a PPG, bylo nutné vytvořit spojovací modul, který by tento přenos umožňoval. Spojovací modul má ovšem více potřebných funkcí. Datová komunikace modulů je zajištěna prostřednictvím sériové linky. Moduly mají jako vstup a výstup 15pinovou zásuvku konektoru sériové linky. 9 pinů je použito jako zem, jeden pin slouží k přenosu nasnímaných analogových dat, jeden k napájení samotných modulů, 3 piny jsou nezapojeny a poslední pin je tzv. sense vývod, ten slouží k rozlišení modulů, pokud je uživatel potřebuje rozčlenit pro aplikace. Princip sense vývodu spočívá v tom, že oba moduly vysílají na svůj výstup signál o různé hodnotě napětí (dané velikosti odporů v jejich vnitřním zapojení). Toto napětí se v případě potřeby dá použít jako rozlišovací prvek.

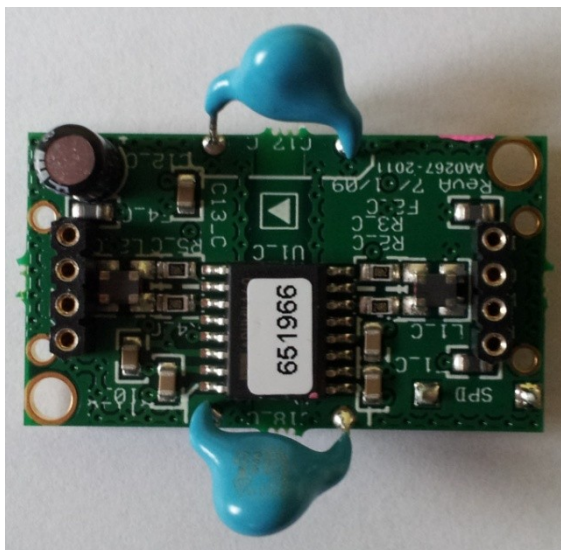


Obr. 16: Schéma spojovacího modulu v programu Eagle.

Samotný plošný spoj spojovacího modulu je tedy osazen dvěma konektory sériové linky pro současné připojení obou bmeng modulů, dvěma 10K odpory pro sense vývody, pinovými lištami přizpůsobenými pro to, aby do nich bylo možné zasunout FRDM - KL25Z. FreedomBoard je poté propojen se spojovacím modulem, k tomuto účelu je modul osazen dvěma USB konektory. FreedomBoard je přímo připojen k USB mini konektoru, ten je vyveden do USB galvanického oddělovače iCOUPLER, ze kterého je veden signál na druhý USB konektor, tentokrát typu B (různé USB byly použity pro rozlišení vstupu a výstupu).

Kabelový izolační obvod iCOUPLER se skládá ze tří hlavních součástek, ADuM4160 – vysoko/nízko rychlostí USB izolátor, ADuM1100 – digitální izolátor, ADuM5000 – izolovaný SS – SS převodník, které jsou propojeny do aplikačního obvodu CN – 0159, což je samotný galvanický oddělovač. ADuM4160 poskytuje levnou a lehce dostupnou cestu jak implementovat izolační buffer pro medicínské a průmyslové periférie. Hlavní výzva která musí

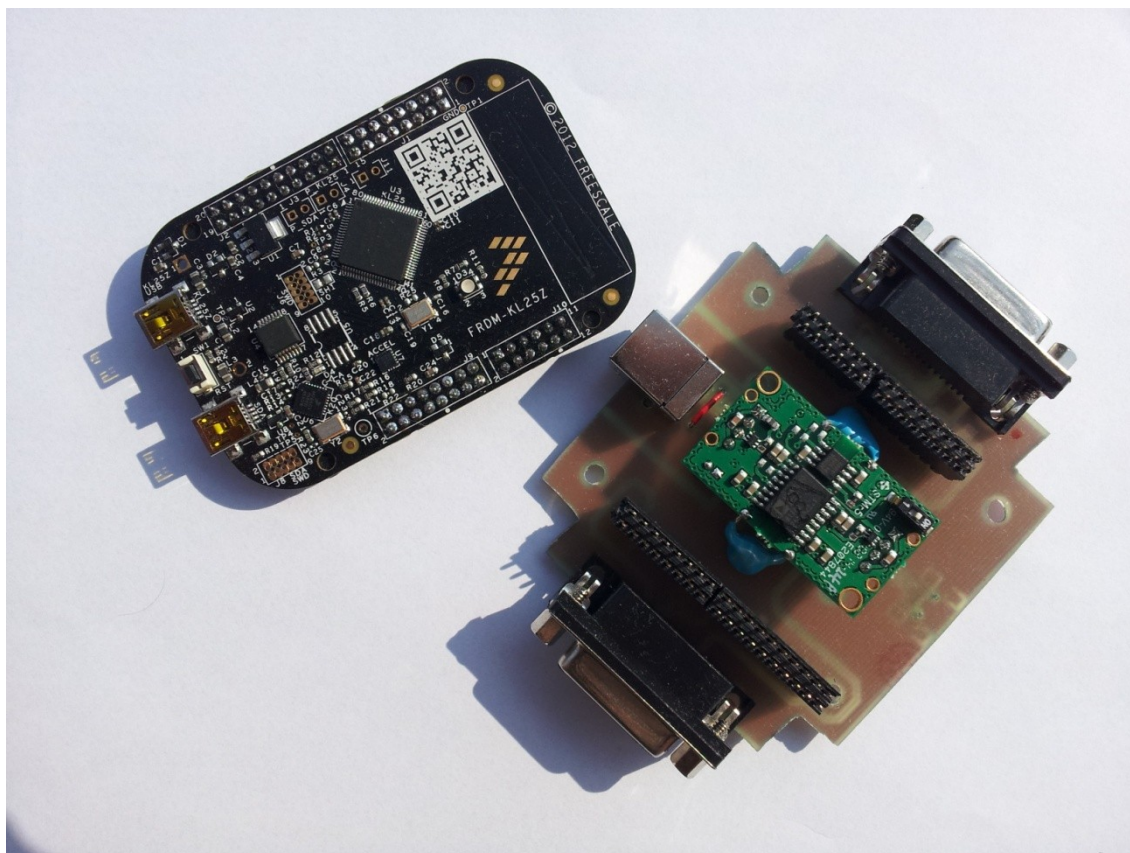
být splněna, je vytvoření kabelového izolátoru napájeného ze sběrnice, čehož je dosaženo spojením ADuM4160 s malým izolovaným SS – SS převodníkem jako je ADuM5000. Tímto je dosaženo spolehlivé izolace vhodné pro lékařské přístroje. Cíl aplikačního obvodu CN – 0159 je izolování periferního přístroje, který obsahuje USB interface. Není možné vytvořit plně kompatibilní sběrnicově napájený kabel, jelikož není možné vytvořit 100% efektivní energetické převodníky pro přenos napětí sběrnice přes oddělovací bariéru. Klidový proud převodníku se navíc neshoduje s požadavky na klidový proud u USB standardu. K tomu všemu se navíc přidává detekce omezení rychlosti ADuM4160. Čeho lze dosáhnout je fixní rychlost nebo spínačem řízená rychlost kabelu, která může dodávat skromnou energii tekoucí k periférii. Je to avšak vlastní aplikace, která není zcela v souladu s USB standardem. CN – 0159 také obsahuje ochranné prvky, které byly vybrány od výrobců se širokou škálou dostupných komponent. Jestliže obvod pracuje správně, jsou detekovány pakety a data pendlují z jedné strany izolační bariéry na druhou [9].



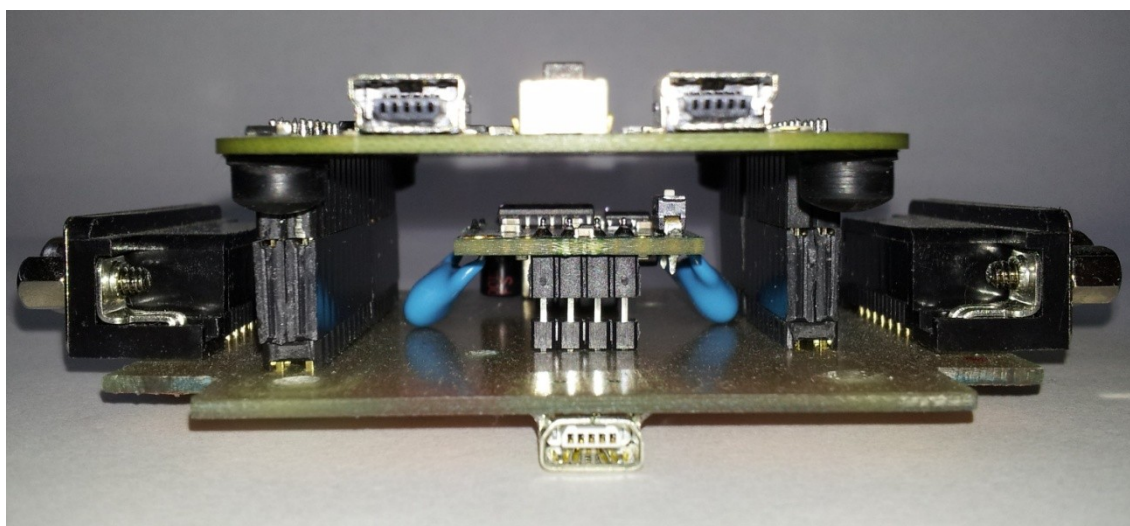
Obr. 17: Galvanický oddělovač iCOUPLER v provedení obvodu CN - 0159.

Samotný spojovací modul je tedy plošný spoj, na něj je připevněn galvanický oddělovač a nad tímto oddělovačem je poté ještě vývojová platforma FRDM - KL25Z, která je také připevněna k plošnému spoji. Modul je pevně uchycen v plastové krabici pomocí distančních sloupků a šroubů, aby se zabránilo jeho pohybu při manipulaci se vstupy a výstupy. Samotná krabice je použita z důvodu bezpečnosti (aby nedocházelo k nežádoucímu dotyku uživatele s živými částmi modulu) a také proto, že se jedná o elegantní řešení z hlediska ochrany modulu před různými vnějšími vlivy. V krabici jsou vyřezány díry, do kterých modul přesně zapadá, víko krabice je průhledné, bylo by tedy možné například sledovat světelnou signalizaci funkce modulu při rozsvěcování LED diod. Schéma osazení spojovacího modulu je uvedeno v přílohách. Modul má z vylité mědi vytvořeny 2 oddělené země z důvodu izolace. Každý z modulů bmeing EKG a PPG se může připojit na libovolný konektor pro sériovou linku, vnitřní propojení je u každého stejné, liší se pouze velikosti odporů v sense zapojení. Záměna modulů se samozřejmě projeví prohozením zobrazovaných průběhů u aplikace pro zobrazení EKG a PPG signálů na počítači. Při pouhém zobrazení naměřených hodnot by to nebyla vzhledem k

snadno rozpoznatelným průběhům velká chyba, jelikož se ale data ukládají do sloupců již fixně nastavených při programování, je proto lepší z důvodu přehlednosti moduly nezaměňovat.



Obr. 18: Spojovací modul s nasazeným iCOUPLERem a platformou FRDM - KL25Z.

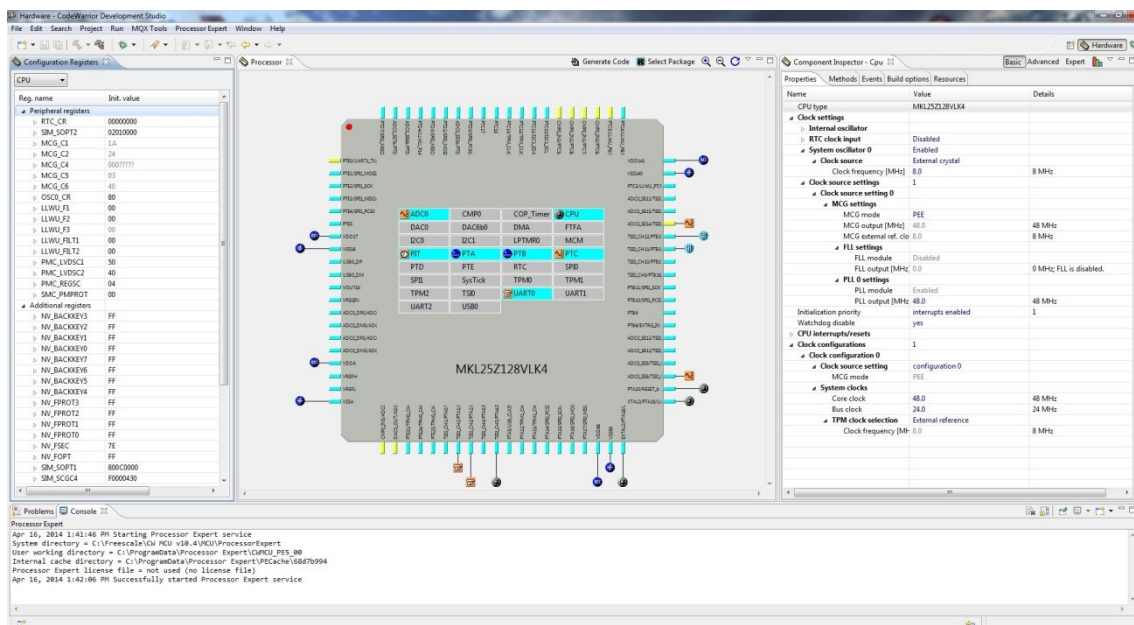


Obr. 19: Detail zapojení iCOUPLERu a FRDM - KL25Z do spojovacího modulu.

6 Návrh a tvorba obslužného softwaru

6.1 Software pro řídicí jednotku

Tento program byl tvořen v CodeWarrior Development Studio, což je vývojové prostředí používané pro programování mikroprocesorů a mikrokontrolérů Freescale a umožňuje klasické programování s možností debugování a okamžité implementace projektu do zvoleného hardwaru. CodeWarrior také obsahuje vývojový systém na konfiguraci a optimalizaci zvoleného hardwaru. Tento systém se nazývá Processor Expert a byl použit při tvorbě tohoto obslužného programu pro řídicí jednotku. Největší výhodou technologie Processor Expert tkví v jednoduché základní konfiguraci všech modulů (v tomto případě vývojové platformy FRDM - KL25Z) používaného hardwaru, které jsou přehledně rozloženy na konfigurační obrazovce. Uživatel si vybere požadovaný modul (například CPU) a vpravo si tento modul nakonfiguruje (frekvence jádra, frekvence sběrnice, používaný oscilátor atd.). Vlevo lze poté vidět používané registry, při změně parametrů modulu se automaticky upraví hodnoty v konkrétních registrech a tyto upravené registry se pro přehlednost rozsvítí žlutě. Uprostřed lze poté vidět všechny nastavitelné části hardwaru, používané jsou podbarveny modře. Použitím Processor Expert odpadá zdoluhavé hledání jednotlivých registrů v technické dokumentaci a poté jejich nastavování přímo v kódu programu. Obrázek 20 ukazuje výše zmíněné rozložení konfigurační obrazovky Processor Expert. Program je tvořen v programovacím jazyku C [17].



Obr. 20: Obrazovka Processor Expert.

Nejdříve bylo nutné realizovat snímání analogového napětí přicházejícího na vstup v určitých časových intervalech (vzorcích) a jeho převod na digitální hodnotu. K vytvoření přerušení ve kterém dochází k sejmutí dat byl použit časovač PIT. PIT (Periodic Interrupt Timer) je komponenta pracující na principu počítání od určitého čísla do nuly a restartování. Do časovače je při inicializaci aplikace nastavena číselná hodnota, od které poté časovač čítá směrem dolů až do nuly. Při dosažení nuly dojde k přerušení, jsou provedeny příkazy v

přerušovací smyčce, poté je časovač restartován a čítá znovu od zadaného čísla do nuly. Frekvence čítání je stejná jako frekvence sběrnice, tedy 24 MHz. Nastavení příslušné referenční hodnoty čítání do registru je odvozeno od zadání periody restartování časovače, ta se udává v sekundách. Pro vzorkovací frekvence 125, 250 a 500 Hz bylo tedy nutné dopočítat periodu podle vzorce:

$$T = \frac{1}{f} \quad (1)$$

Kde T je perioda a f je vzorkovací frekvence. Pro 125 Hz vyšla perioda 0,008 sekund, pro 250 Hz 0,004 sekund a pro 500 Hz 0,002 sekund. Princip změny periody časovače při změně vzorkovací frekvence v aplikaci na PC je vysvětlen dále v diplomové práci. Nyní bude poreferováno o analogově digitálním převodníku a poté bude vysvětlena funkce měření dat při jednotlivých vzorcích.

Bez analogově digitálního převodníku by nebylo možné převádět analogový signál z modulů bmeng na digitální údaj k dalšímu zpracování. Jako další komponenta byl tedy použit 16bitový single ended ADC s délkou konverze 4 μ s. Kontinuální mód je zakázán, ADC se tedy musí vždy spouštět příkazem, který je uveden právě v přerušení od časovače PIT. Jelikož se měří signál ze dvou modulů v jednom přerušení, v Processor Expert se pro ADC vytvořily dvě tzv. statické skupiny, z nichž každá obsluhuje jeden kanál ADC. Tyto skupiny se mezi sebou při měření přepínají a tím se naměří a převedou hodnoty pro oba kanály (s indexy 0 a 1) převodníku.

V praxi vypadá vzájemná funkce těchto dvou modulů tak, že časovač PIT každou zadanou periodu skočí do přerušení, ve kterém se inkrementuje proměnná PIT_citac, která slouží jako ukazatel sejmutých vzorků a je nanášena na osu x při vykreslování průběhů EKG a PPG. Tato hodnota se posílá spolu s naměřenými EKG a PPG daty přes sériovou linku do PC. Dále se v přerušení časovače PIT vybere statická skupina 0, následuje příkaz pro započetí měření analogově digitálního převodníku. Poté se proměnná adcChannel (je využita ve smyčce nastavování statických skupin v přerušení ADC) nastaví na hodnotu TRUE a jako poslední se vloží hodnota 1 do proměnné PIT_ukazatel (její význam bude vysvětlen později). Jakmile je dokončeno měření ADC pro statickou skupinu 0, nastane přerušení převodníku. V tomto přerušení se nejprve vloží poslední naměřená hodnota do proměnné adcResult. Poté následuje příkaz *if-else*, u kterého je podmínka hodnota TRUE proměnné adcChannel. Je-li tato podmínka splněna, nastaví se statická skupina 1 (bude se měřit druhý kanál, což je kanál 1), znovu se spustí měření, hodnota adcChannel se změní na FALSE a uložená data v adcResult se vloží do proměnné ADC_Result_CH0 (kanál 0). Jakmile skončí druhé měření převodníku, znovu nastane přerušení. V něm je opět uložena poslední naměřená hodnota do adcResult a následujepříkaz *if-else*. Nyní má ale adcChannel hodnotu FALSE, proto je provedena druhá část příkazu. Ta sestává pouze z uložení adcResult do proměnné ADC_Result_CH1 a nastavení adcChannel na hodnotu TRUE. Tímto je dosaženo toho, že při každém přerušení časovače PIT dostaneme 3 důležité hodnoty, které jsou PIT_citac, ADC_Result_CH0 a ADC_Result_CH1. Tyto hodnoty reprezentují naměřená data z modulů bmeng EKG, PPG, počet vzorků a bude s nimi dále pracováno v dalších částech kódu. Uvedený příkaz *if-else* s podrobnými komentáři je zobrazen na další straně.

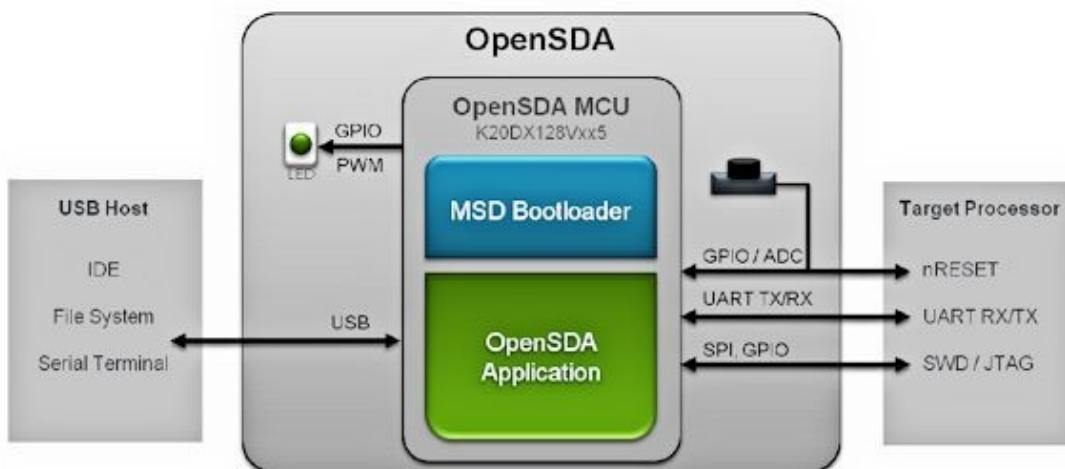
Úryvek kódu (příkaz *if-else*):

```
void AD1_OnMeasurementComplete(LDD_TUserData *UserDataPtr) // preruseni ADC
{
    // definice promenne
    uint16 adcResult;
    // vložení poslední naměřené hodnoty do adcResult
    AD1_GetMeasuredValues(AD1_DeviceData, &adcResult);
    // pomocná prázdná smyčka
    asm("nop");
    // příkaz if-else s podmínkou adcChannel == TRUE
    if(adcChannel)
    {
        // vyber statické skupiny 1
        AD1_SelectSampleGroup(AD1_DeviceData, 1);
        // započtení měření
        AD1_StartSingleMeasurement(AD1_DeviceData);
        // změna hodnoty adcChannel na FALSE
        adcChannel = FALSE;
        // uložení hodnoty do kanálu 0
        ADC_Result_CH0 = adcResult;
    }
    // jestliže adcChannel == FALSE
    else
    {
        // uložení hodnoty do kanálu 1
        ADC_Result_CH1 = adcResult;
        // změna hodnoty adcChannel na TRUE
        adcChannel = TRUE;
    }
    asm("nop");
}
```

Dále bylo potřeba vyřešit přenos naměřených dat do PC. Jako přenosová cesta byla vybrána sériová linka. Avšak mnoho moderních notebooků již nemá sériový port. Požadovaný přístroj na měření a monitorování biosignálů musí být možné připojit k jakémukoliv běžnému počítači, ze kterého poté půjde obsluhovat aplikaci. K dosažení tohoto požadavku byl použit P&E OpenSDA virtual USB CDC port na modulu UART0.

OpenSDA je sériový debugovací adaptér, který vytváří komunikaci mezi USB hostem a cílovým procesorem (jak ukazuje obrázek 21). Hardwarový obvod je založen na mikrokontroléru Freescale Kinetis K20 se 128 KB vložené flash paměti a integrovaným USB ovladačem. OpenSDA obsahuje také velkokapacitní paměťové zařízení bootloader, který poskytuje rychlou a jednoduchou cestu pro načítání rozdílných OpenSDA aplikací jako jsou například konvertory sériové linky - USB. Jelikož FRDM - KL25Z neobsahuje fyzický UART konektor, bylo nutné použít již zmíněný P&E OpenSDA virtual USB CDC port na modulu UART0. To znamená, že cílové zařízení použije UART port, který je připojen na OpenSDA debugovací zařízení a to implementuje USB CDC (communication device class) port u hosta (PC), což se zobrazí jako virtuální port COM. Tím je vytvořena virtuální sériová linka přes USB konektor. K realizaci tohoto přenosu dat jsou potřeba 2 komponenty. Serial_LDD je část CodeWarrioru a jedná se o komponentu sériového komunikačního modulu UART0. Druhá komponenta má název RingBufferUint8 a je to již vytvořený, volně dostupný buffer, který

slouží k zachytávání přicházejících znaků. K realizaci sériové komunikace byly použity dostupné knihovny, jelikož se jedná o často řešený problém [8],[10].



Obr. 21: Blokový diagram OpenSDA [8].

V komponentě `Serial_LDD` bylo zapotřebí povolit přerušení, vybrat správné piny pro příjem a vysílání signálů a nastavit přenosovou rychlost. U té byla z důvodu nejvyšší vzorkovací frekvence 500 Hz (tedy 500 vzorků za sekundu) zvolena hodnota 115200 baudů. `RingBufferUint8` byl nastaven na hodnotu 64. Celý program pro řídicí jednotku se skládá ze tří hlavních zdrojových souborů (přípona .c), `Application`, `Events`, `ProcessorExpert` a jejich hlavičkových souborů (přípona .h) se stejnými jmény. V `Application.h` je definována struktura pro přístup k UART. Obsahuje handle zařízení, flag (ukazatel) který se resetuje v rutině přerušení poslaného bloku, buffer pro jeden charakter užitý pro příjem charakterů a zavolání na funkci, která ukládá přicházející charaktery do `RingBufferUint8`. Zdrojový soubor `Application.c` obsahuje funkce na posílání jednoho charakteru `SendChar` a posílání řetězce charakterů `SendString`, poté bylo nutné vytvořit funkci na posílání čísla `SendNum`. Na začátku tvorby práce se předpokládalo také s posíláním desetinných čísel, proto byla vytvořena funkce `SendFloat`, která toto posílání umožňuje. Nakonec bylo od jejího použití upuštěno. Je ovšem obsažena v kódu, takže při případné další práci na tomto programu je možné ji použít. `Application.c` dále obsahuje funkci `Init`, která obsahuje příkazy na inicializaci struktury a `RingBufferUint8`. Následuje funkce `APP_Run`, která první zavolá inicializaci a poté samotnou smyčku pro posílání znaků přes sériovou linku. Soubor `Events.c` obsahuje rutiny přerušení. Pro sériovou komunikaci se jedná o dvě přerušení[10]:

- `AS1_OnBlockReceived` - zde se uloží přijatý charakter do ringbufferu a připraví se na přijetí dalšího charakteru.
- `AS1_OnBlockSent` - zde se pouze resetuje flag aby bylo zřejmé že byl blok úspěšně poslán.

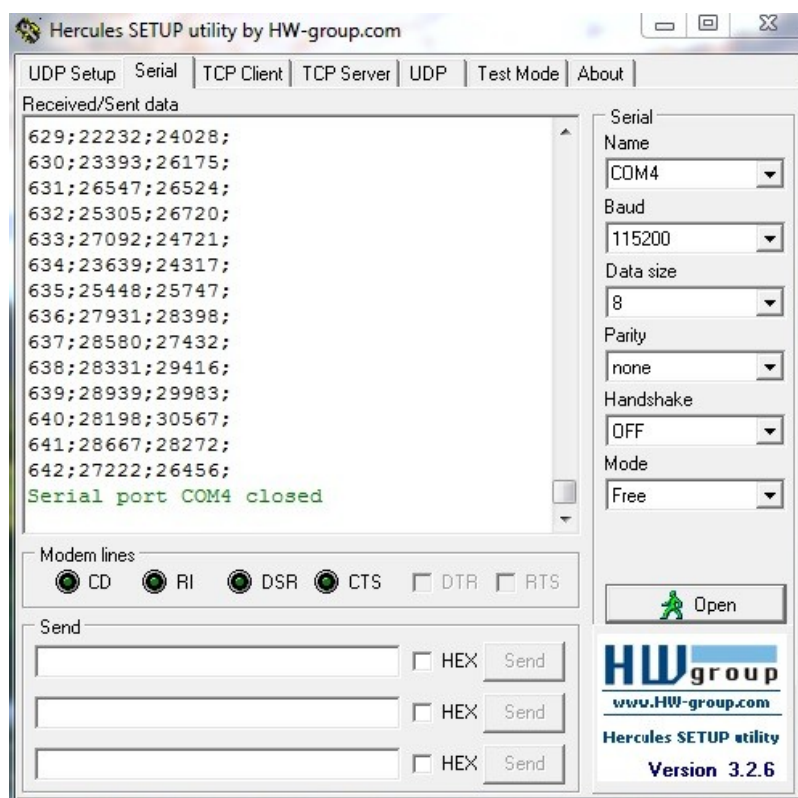
Naměřené data se posílají ve formě čísel, které jsou odděleny středníky, poté se pošlou znaky pro nový řádek a umístění kurzoru na začátek řádku (line feed a carriage return). Výsledná

podoba poslaných dat tedy vypadá takto: ID;EKG;PPG;\n\r. ID je hodnota proměnné PIT_citac, EKG je naměřená hodnota na kanálu 0 ADC, PPG je hodnota na kanálu 1. Níže uvedený úryvek kódu ukazuje pořadí a formu posílaných dat [11],[12].

Úryvek kódu (posílané data):

```
SendNum(PIT_citac, &deviceData); // ID
SendChar(59, &deviceData); // strednik
SendNum(ADC_Result_CH0, &deviceData); // EKG
SendChar(59, &deviceData); // strednik
SendNum(ADC_Result_CH1, &deviceData); // PPG
SendChar(59, &deviceData); // strednik
SendChar(10, &deviceData); // line feed
SendChar(13, &deviceData); // carriage return
```

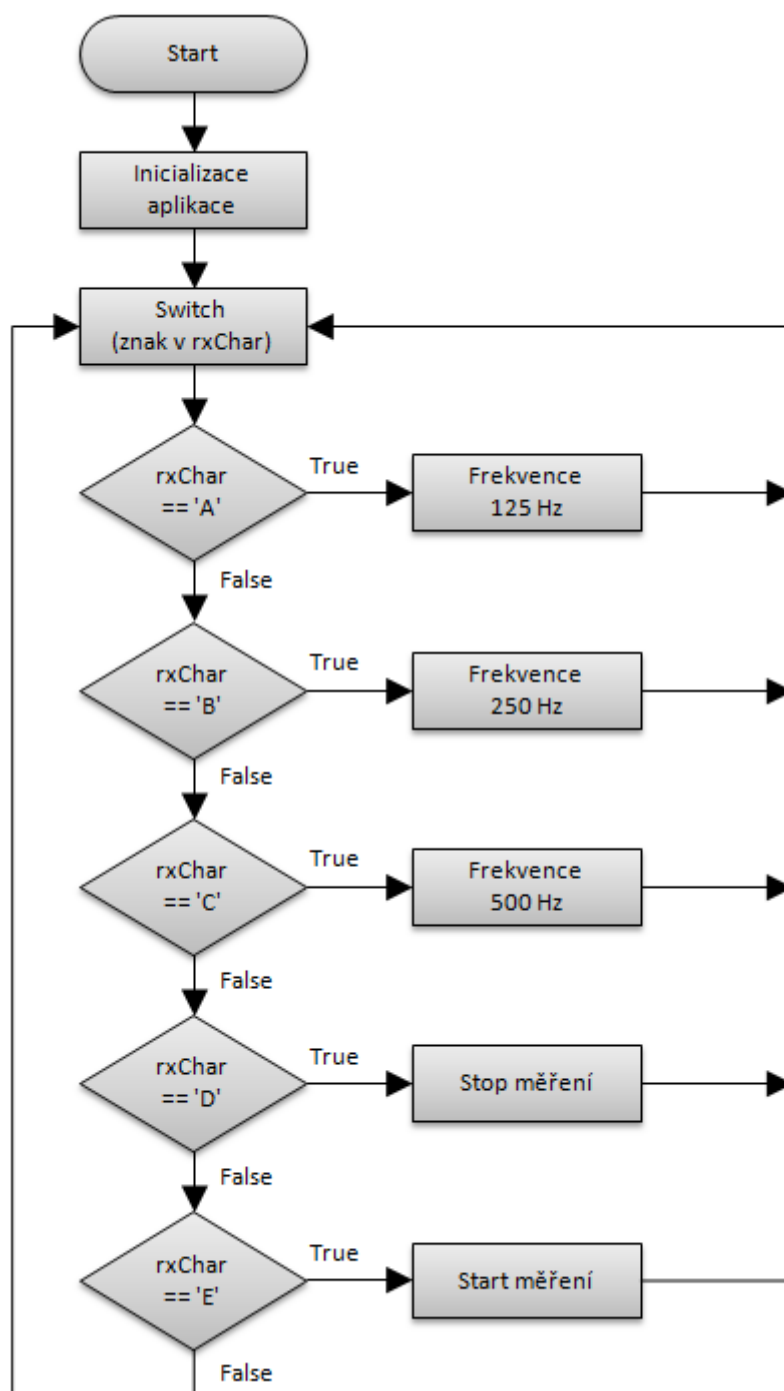
Změna vzorkovací frekvence je vyřešena pomocí charakterů posílaných z obslužné PC aplikace. Pokud FRDM - KL25Z přijme charakter 'A', je proveden reset časovače PIT, poté je do jeho registru PIT_LDVAL0 (Timer Load Value Register) hexadecimálně zapsána hodnota 0x0002EDFF, která odpovídá periodě 0,008 sekund, tedy frekvenci 125 Hz. Časovač je znovu resetován a vynulován.



Obr. 22: Ukázka přenosu dat na PC z FRDM - KL25Z v sériovém klientovi Hercules.

Pokud je poslán charakter 'B', je proveden stejný postup s tím rozdílem, že je do PIT_LDVAL0 zapsáno číslo odpovídající frekvenci 250 Hz. Při přijetí charakteru 'C' se jedná o číslo odpovídající frekvenci 500 Hz. Při přijetí charakteru 'D' je zastavena komunikace řídicí jednotky s počítačem, aby při práci s naměřenými daty nedocházelo k dalšímu zbytečnému

posílání a tím k zahlcování a blokování portu. Charakter 'D' je poslán při stisku tlačítka 'Stop měření' na obslužné aplikaci. Opětovné spuštění měření je provedeno při přijetí charakteru 'E'. Každý přijatý charakter nuluje PIT_citac, aby nedocházelo ke zbytečně velkým hodnotám na ose x při spouštění nových měření. Příjem všech uvedených charakterů je ve funkci APP_Run řešen pomocí příkazu switch s důležitým výrazem rxChar, což je jedno charakterový buffer pro přicházející charaktery. Na obrázku 22 je zobrazena ukázka formátu a přenosu jednotlivých vzorků naměřených hodnot v sériovém klientu Hercules.

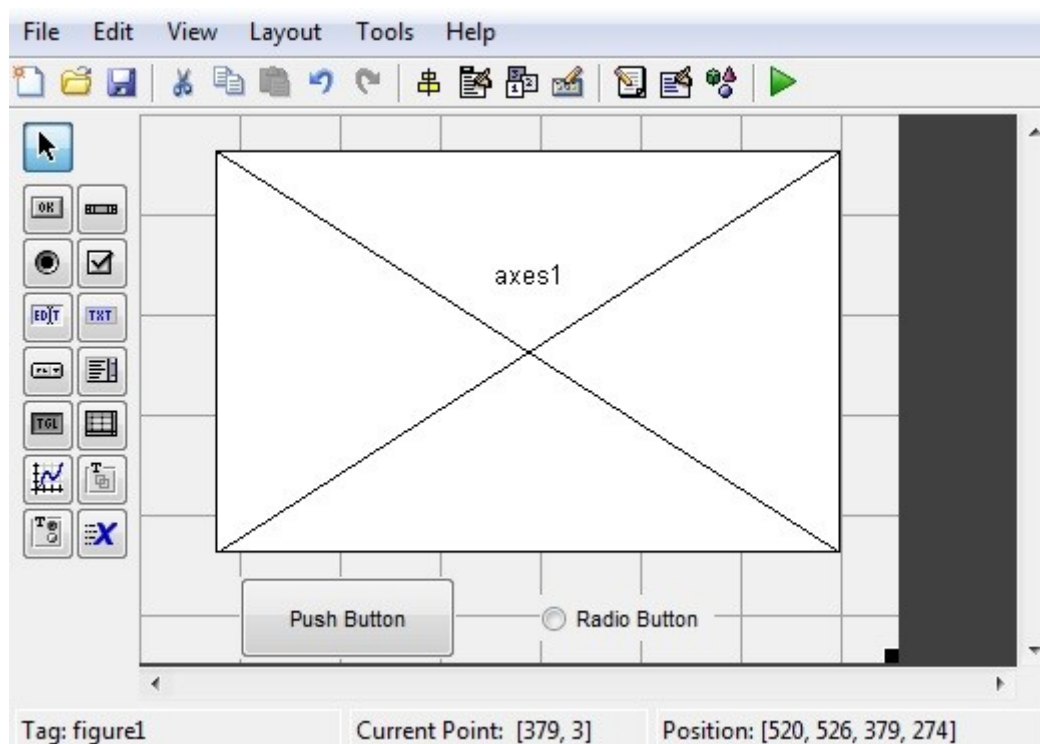


Obr. 23: Vývojový diagram softwaru pro řídicí jednotku.

Celkovou funkci programu zobrazuje vývojový diagram na obrázku 23. Jedná se o zjednodušený diagram pro vizuální interpretaci funkce, jednotlivé bloky tedy zobrazují celkový výsledek provedení příkazu (například při změně frekvence se nejprve zapíše do bufferu '0', poté se vynuluje čítač, vloží se do něj konkrétní hodnota atd.). Program v řídicí jednotce běží neustále, pokud se přístroj odpojí od napájení a poté znovu připojí, program bude fungovat od posledního příkazu. Ukončit se dá pouze spuštěním jiného programu pro řídicí jednotku. Z tohoto důvodu není ve vývojovém diagramu blok pro konec programu. Nutno říci, že funkce programu je velice spolehlivá a během ladění a měření se nenaskytla žádná porucha ani chyba, ať už se jednalo o měření a posílání dat do PC nebo příkazy provedené na základě přicházejících charakterů z PC.

6.2 Obslužná aplikace pro komunikaci s řídicí jednotkou

Jakmile byl hotový software pro řídicí jednotku a v sériovém klientovi Hercules ověřen přenos dat do PC, bylo potřeba vytvořit aplikaci, která by naměřená data zobrazovala a ovládala program v řídicí jednotce. K tvorbě této aplikace byl vybrán MATLAB, což je programové prostředí vytvořené společností MathWorks, ve kterém je možné počítat s maticemi, tvořit 2D a 3D grafy, analyzovat data, rozvíjet algoritmy, vytvářet modely a aplikace (možnost vytvoření kompletního uživatelského rozhraní). Možností využití je celá řada, zpracování signálů a komunikací, zpracování obrázků a videí, testování a měření. MATLAB obsahuje komponenty umožňující různorodé funkce, například Simulink pro simulaci a modelování dynamických systémů (princip funkce spočívá ve využití algoritmů MATLABu pro výpočet nelineárních diferenciálních rovnic) a GUI (graphical user interface), což je komponenta umožňující tvorbu aplikací [13], [14].



Obr. 24: GUI v programu MATLAB.

GUI poskytuje uživateli kontrolu nad vytvářením aplikací pomocí myši, čímž eliminuje potřebu učit se programovací jazyk nebo psát příkazy pro spuštění aplikace. Aplikace vytvořené touto cestou jsou soběstačné MATLAB programy, jejichž grafická stránka je tvořena právě v GUI. GUI obsahuje ovládací prvky jako jsou menu, panely nástrojů, tlačítka, posuvníky nebo osy, do kterých se vykreslují grafy. Programátor pomocí těchto prvků dává aplikaci potřebnou grafickou úpravu. Jakmile je interface vytvořen, automaticky se vygeneruje M-file, což je soubor obsahující samotný program (příkazy, funkce, skripty). M-file vytvořený v rámci GUI je rozdílný pouze v tom, že jsou v něm obsaženy funkce na volání ovládacích prvků (např. zmáčknutí tlačítka), programátor tedy k těmto jednotlivým ovládacím prvkům píše samotný kód. Při tvorbě obslužné aplikace byly využity tyto ovládací prvky:

- PushButton - jedná se o klasické tlačítko, které se kliknutím myši zmáčkne.
- Static Text - jednoduchý text, kterým se popisuje název a další části aplikace.
- Edit Text - textové okno, do kterého je možné psát. V aplikaci je využit při zadávání čísla portu.
- Axes - grafické osy, do kterých se vykreslují příchozí data z řídicí jednotky.
- Pop-up Menu - rolovací menu využitelné při výběru z počtu možností. V aplikaci slouží ke změně časové osy.
- RadioButton - mačkatelný "knoflík", který je možné zaškrtnout a odškrtnout a tím provádět požadované příkazy.

Aby programátor nemusel v kódu zdlouhavě vypisovat příkazy a tím měnit parametry ovládacích prvků, je dostupné menu obsahující velké množství volitelných vlastností, kterými lze nejen upravit výslednou aplikaci k požadovanému vzhledu, ale také volit nastavení ovládacích prvků přímo pro kód (nastavení jmen pro volání, povolení/zakázání prvků atd.) [14].

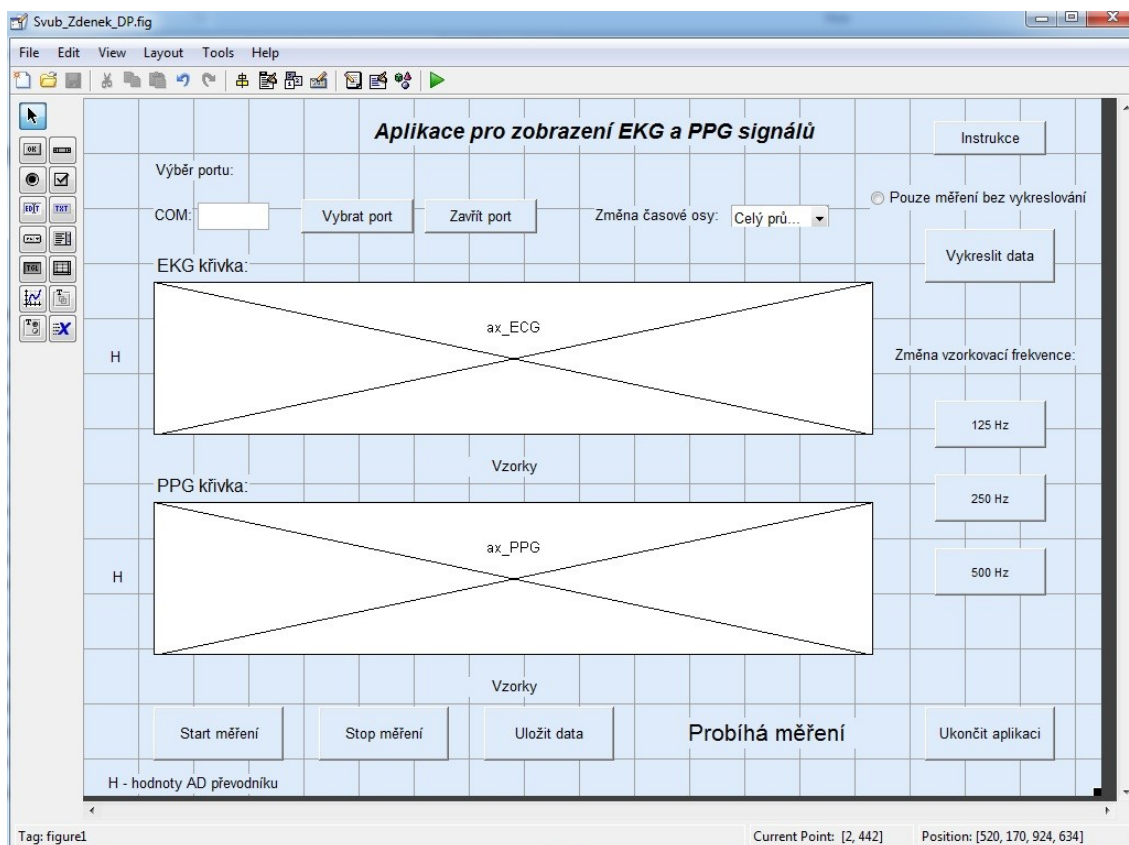
Hlavní úkol obslužné aplikace tkví ve zpracování dat přicházejících na určitý port do PC, tedy nejen jejich vykreslení pro získání potřebných EKG a PPG průběhů, ale také uložení do souboru pro dodatečnou analýzu. Data musí být uložena do rozšířených souborových formátů, které je možné otevřít nejen v programu MATLAB. Pro ukázkou oboustranné komunikace přes sériovou linku je možné volit vzorkovací frekvenci řídicí jednotky (rychlost snímání dat). Jelikož programování aplikace probíhalo formou psaní kódu k jednotlivým ovládacím prvkům, popis její funkce byl tvořen podobným způsobem, a to tak, že kód u každého ovládacího prvku je podrobně vysvětlen a u důležitých nebo jiným způsobem zvláštních částí budou uvedeny i jeho úryvky, případně obrázky z aplikace.

Výběr portu - uživatel aplikace musí před samotným měřením vybrat port, do kterého je připojena FRDM - KL25Z. Číslo portu není jednotné, u různých PC se liší. Při zapsání čísla portu do rámečku pro text a následném zmáčknutí tlačítka "Vybrat port" se nejprve provede test, zdali je v rámečku zapsané pouze číslo a nic jiného. Do proměnné A se uloží hodnota logického součinu (AND) testu na prázdnotu matice a testu na to, zda je znak v rámečku číslo. Pokud jsou oba testy pravdivé, uloží se do A hodnota 1. Při zadání jiného znaku než je číslo nebo prázdnotou rámečku vyskočí při stisku tlačítka varovná tabulka. Pokud je v A hodnota 1 (ta se zjistí pomocí příkazu *if*), byl test na číslo úspěšný a provede se další část kódu. Aby mohl MATLAB komunikovat s řídicí jednotkou, musí se nejprve vytvořit objekt sériového portu. K tomu slouží příkaz *serial*, při kterém se automaticky tento port vytvoří s předdefinovanými parametry. Až na

rychlost přenosu v baudech, která se nastaví na 115200 Bd/s a velikost vstupního bufferu není potřeba tyto parametry měnit. Hodnotu vstupního bufferu je potřeba z definovaných 512 bajtů nastavit na mnohem větší hodnotu, protože MATLAB není schopen přicházející vzorky z řídicí jednotky zpracovávat stejnou rychlostí a ukládá je ve frontě právě do vstupního bufferu. Jelikož je přicházejících vzorků obrovské množství, je hodnota bufferu mnohonásobně zvětšena, a to na 2^{25} bajtů. Nakonec se pouze specifikuje terminátor sériového portu na LF/CR, což znamená, že při odeslání znaku se odřádkuje a kurzor se vrátí na začátek řádku. Přednastavená hodnota terminátoru je odřádkování. Při stisku tlačítka "Zavřít port" se uzavře a poté vymaže vytvořený objekt sériového portu, a tím se port řídicí jednotky zpřístupní pro jiné aplikace. Důvod smazání objektu sériového portu je takový, že při pouhém uzavření nemají jiné aplikace přístup k portu řídicí jednotky. Niže vyobrazený úryvek kódu zobrazuje test na číslo při zápisu portu [15].

Úryvek kódu (test na číslo):

```
contents = get(handles.Port_Select,'String'); % Získání hodnoty PORTU z edit textu
A = ~isempty(contents) &&all(ismember(contents, '0123456789')); % Uložení hodnoty do A
if A == 1 % Pokud je v A hodnota 1, následuje vytvoření objektu sériového portu
```



Obr. 25: Finální verze aplikace v GUI.

Po nastavení portu je zapotřebí vybrat vzorkovací frekvenci řídicí jednotky. Na výběr jsou již dříve zmiňované frekvence 125, 250 a 500 Hz. Pro rozlišení frekvencí je poslán přes sériovou linku do řídicí jednotky jiný charakter. Při stisku tlačítka se tedy nejprve otevře sériový port pomocí příkazu *fopen*. Dále je potřeba nastavit terminátor sériového portu aby neposílal žádný znak (pokud by měl nastavené po odeslání charakteru odřádkování a návrat kurzoru,

neposlal by se jen potřebný charakter, ale tak znaky LF/CR, což by vedlo k chybě). Nyní následuje poslání konkrétního znaku ('A' pro 125 Hz, 'B' pro 250 Hz, 'C' pro 500 Hz) do řídicí jednotky. Po úspěšném poslání se port uzavře, aby se do něj mohlo v aplikaci přistupovat z jiných tlačítek a funkcí. Aby uživatel věděl s jakou frekvencí v danou chvíli pracuje, po stisku příslušného tlačítka se toto tlačítko rozsvítí zeleně.

Jakmile je vybrán port a nastavena vzorkovací frekvence, může se spustit samotné měření a začít vykreslovat průběhy EKG a PPG. Při stisku tlačítka "Start měření" se nejprve pošle do řídicí jednotky znak 'E' (spustí se posílání dat do PC) a poté se zakážou všechny tlačítka a ovládací prvky s výjimkou tlačítek pro stop měření a ukončení aplikace. Tlačítka jsou zakázána proto, aby nemohlo dojít k jejich náhodnému mačkání během měření a způsobování chyb. Následuje vytvoření matice `Data_Final` pro naměřená data a samotná smyčka pro měření, což je cyklus *for* od jedničky do proměnné `PocetMereni` s uloženou základní hodnotou 900000. Tato hodnota teoreticky umožňuje 2 hodiny záznamu při vzorkovací frekvenci 125 Hz (záleží však ale také na maximální velikosti matice, do které se ukládají naměřená data). V cyklu *for* se nejprve přečtou data přicházející na port a uloží se do proměnné `Data_temp`. V této proměnné se poté pomocí funkce `sscanf` data seřadí podle požadovaného formátu ID;ECG;PPG; (tzn. tak jak přicházejí z řídicí jednotky) a uloží do proměnné `Data_Matrix`. Z této proměnné se izolují jednotlivé části ID, ECG a PPG, které jsou poté uloženy do výsledné matice. Ta bude tedy obsahovat seřazená data. Na začátku cyklu *for* je vždy pauza dlouhá $\frac{1}{10 \cdot f_s}$, kde f_s je vzorkovací frekvence. Níže vyobrazený úryvek kódu ukazuje čtení a seřazení dat.

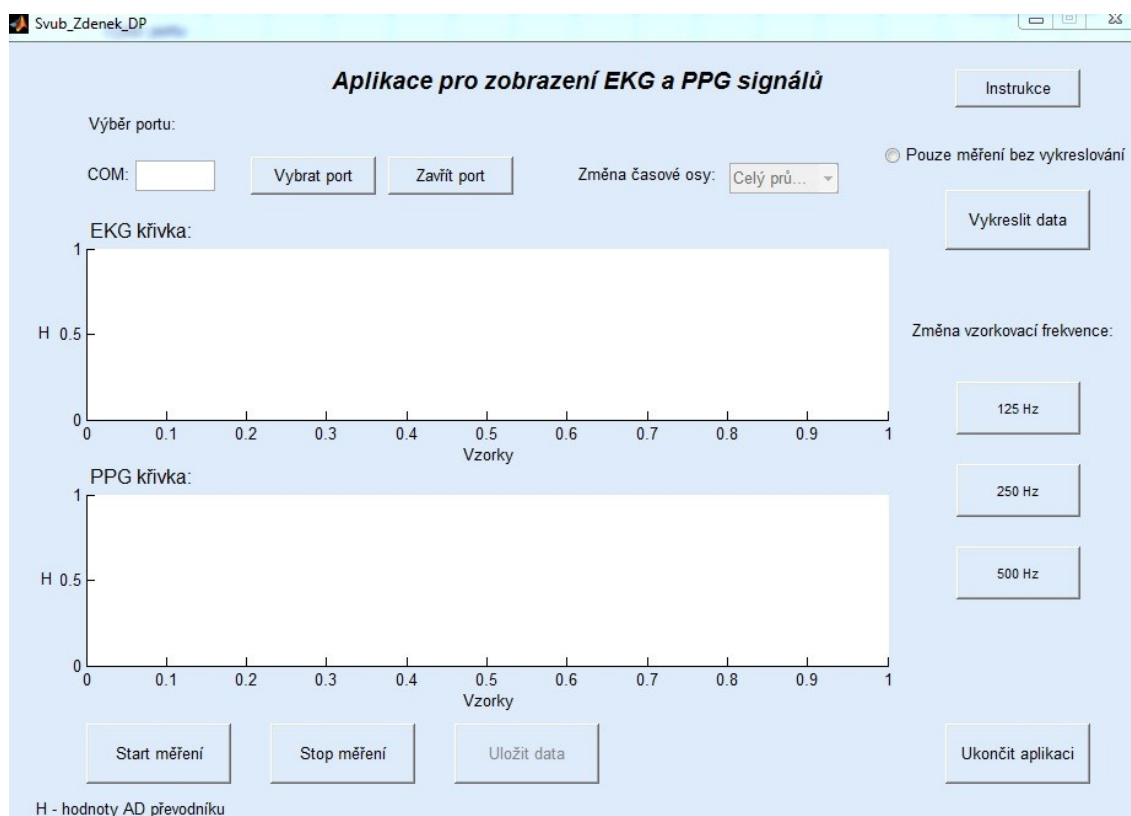
Úryvek kódu (čtení a seřazení dat):

```
Data_temp=fgetl(s); % Přečtení dat přicházejících na port
Data_Matrix = sscanf (Data_temp, '%i;%i;%i;' ); % Seřazení sejmutých dat do matice o 3
řádcích a 1 sloupci
ID = Data_Matrix (1,1); % Izolování části dat z matice
ECG = Data_Matrix (2,1);
PPG = Data_Matrix (3,1);
Data_Final (k,1) = ID; % Přiřazení části dat do nové matice (ta bude mít ve výsledku 3
sloupce a x řádků (dle počtu sejmutých vzorků)
Data_Final (k,2) = ECG;
Data_Final (k,3) = PPG;
```

Velmi často docházelo k chybě, kdy na port přicházející data neměly podobu ID;ECG;PPG, ale přišlo jich buď více nebo méně, nebo se žádné data nesejmuly a matice `Data_Matrix` byla prázdná. Tím nastala chyba programu a měření nezačalo, proto bylo potřeba tuto chybu odstranit. V cyklu *for* je tedy obsažena smyčka, která porovnává data v `Data_Matrix` před dalších zpracováním. Jestliže je matice prázdná nebo má více či méně členů než 3, provede se cyklus *while*, data se znovu přečtou, seřadí a otestují. Pokud je opět přítomna chyba, celý proces se opakuje maximálně 10x, poté nastane hlášení o chybě komunikace. Jsou li data v pořádku, pokračuje se dál v kódu. Nutno zde dodat, že po vytvoření této opravné smyčky již žádná chyba při spuštění nenastala. Nakonec jsou data z matice `Data_Final` vykreslována do os pomocí příkazu `line`. Opětné spuštění měření má za následek vymazání předchozích průběhů.

Při ladění programu došlo ke zjištění, že data jsou vykreslována pomaleji než přicházejí na port, tedy že MATLAB tyto data nestíhá zpracovávat. Jelikož bylo podezření na zpomalování aplikace vinou grafiky při real-time vykreslování, za účelem zrychlení se časové

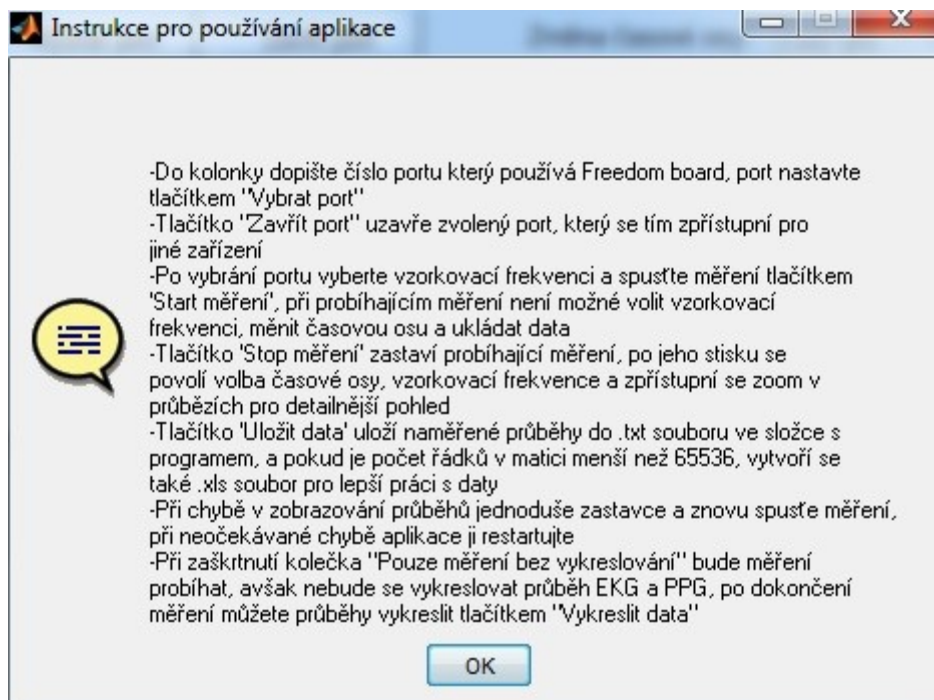
osy mažou po 100 vzorcích a byla přidána možnost měření bez vykreslování. Pokud uživatel tuto možnost zaklikne, data se pouze ukládají do matice Data_Final, nedochází k provedení příkazu *line* a vykreslování průběhů. Průběhy je poté možné vykreslit tlačítkem "Vykreslit data". Ani toto opatření bohužel nezrychlilo zpracování dat, avšak již v aplikaci pro ukázkou zůstalo. Problematika pomalého zpracování dat je komentována dále v práci a v závěru. Aby bylo možné registrovat probíhající měření, při spuštění měření se napravo od tlačítka "Uložit data" objeví nápis "Probíhá měření". Tím je zajištěna signalizace měření.



Obr. 26: Rozhraní aplikace při spuštění na PC.

Stiskem tlačítka "Stop měření" se zastaví právě probíhající měření posláním znaku 'D' do řídicí jednotky a zpřístupní se tlačítka a možnosti zakázané při měření. Naměřená data je možné ukládat do souborů tlačítkem "Uložit data". Při jeho stisku se vytvoří textový soubor s názvem Data_ECG_PPG. Princip jeho vzniku spočívá v tom, že se tento soubor nejdříve otevře, vytvoří a pojmenují se v něm 3 sloupce (ID, ECG, PPG) a do nich se poté při cyklu *for* zapíšou hodnoty z matice Data_Final pro každý řádek. Pokud je počet řádků v matici dat menší než 65537 (65536 je maximální počet řádků v programu Microsoft Excel 2003), vytvoří se také .xls soubor pro snazší práci s daty. Po uložení dat vždy vyskočí informační okno sdělující uživateli že byl vytvořen pouze .txt soubor, nebo že byly vytvořeny soubory .txt a .xls. Tyto soubory se ukládají do složky ve které je umístěna aplikace pro zobrazení EKG a PPG signálů. Pokud by měl nový ukládající se soubor menší počet řádků než soubor starý, jeho hodnoty by přepsaly stávající hodnoty starého souboru, ale další řádky by již patřily právě souboru starému. Proto se oba staré soubory při opětovném automaticky ukládání smažou a vytvoří se soubory nové.

Jakmile je zastaveno měření, uživatel má možnost si zobrazit celý průběh naměřených dat. Dosáhne toho volbou "Celý průběh" v rolovacího menu u volby časové osy. Tato volba nastaví osám minimální a maximální ID v matici Data_Final, tím se dosáhne zobrazení celého měřeného průběhu. Průběhy je možné pomocí horizontálního zoomu přibližovat a analyzovat. Jako nápověda v aplikaci slouží tlačítko "Instrukce". Při jeho stisku se objeví okno s nápovědou, která uživateli sděluje instrukce pro měření a informuje ho o dalších možnostech aplikace.

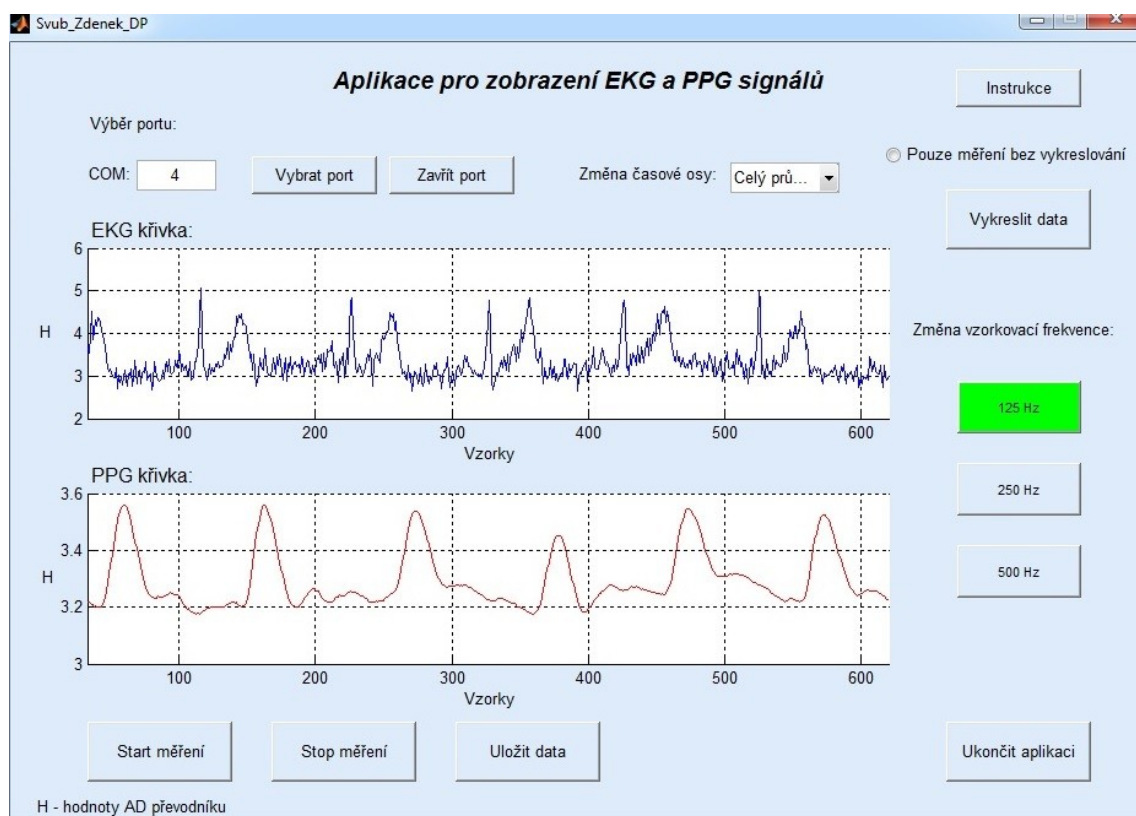


Obr. 27: Nápověda pro použití aplikace.

Tlačítkem "Ukončit aplikaci" se celá aplikace vypne. Při pouhém vypnutí uživatelského okna ovšem zůstal otevřený objekt sériového portu v MATLABu, a pokud bychom s ním chtěli pracovat, musel by se celý MATLAB restartovat. Toto chování programu je proto v tlačítku ošetřeno, tudíž před samotným vypnutím okna dojde k uzavření a smazání objektu sériového portu.

7 Měření biosignálů na zhotoveném přípravku

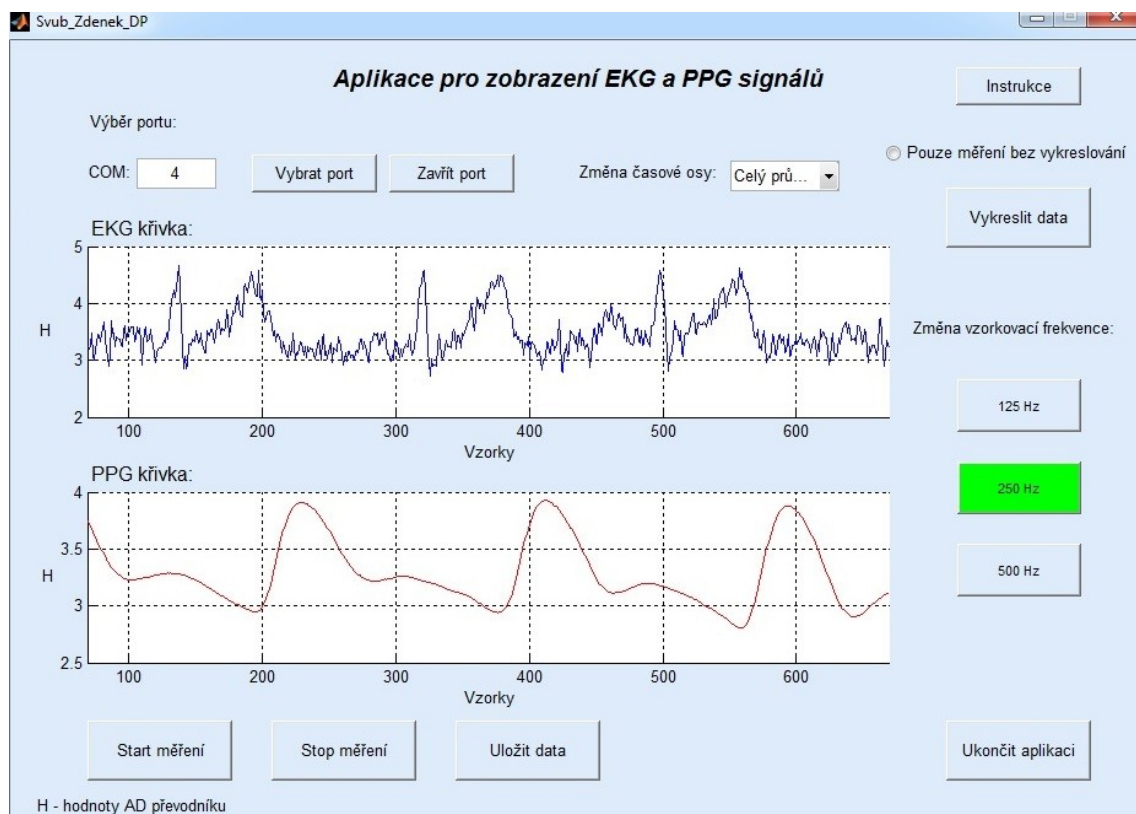
Jakmile byla aplikace dokončená, přistoupilo se k samotnému měření EKG a PPG. Jako komplikace se projevila rychlost MATLABu ve zpracování dat a jejich následném vykreslení. MATLAB není schopen dostatečně rychle data v reálném čase zpracovávat. Tento problém byl zjištěn při vykreslování, rychlost průběhů byla znatelně pomalejší než jaká by měla být u běžného EKG a PPG, a rychlosti zpracování nepomohlo ani zamezení jakékoliv grafické interpretace dat. V praxi tedy uživatel sleduje průběh biosignálů, ale nejedná se přímo o zobrazení v reálném čase, nýbrž průběhy jsou opožděné. Pokud měřený člověk například sundá prst ze snímače PPG, stále se bude vykreslovat PPG křivka, jelikož MATLAB bude zpracovávat data uložená ve vstupním bufferu. Jakmile se tyto data zpracují, křivka klesne k nule. Ukládáním do bufferu se samozřejmě naměřená data žádným způsobem nezmění a nebudou znehodnocena. Uživatel může určitou dobu biosignály měřit a poté počkat než se celý jejich průběh vykreslí. První část měření se zabývá interpretací a analýzou opožděných průběhů.



Obr. 28: Opožděné EKG a PPG, čas 10 sekund, frekvence 125 Hz.

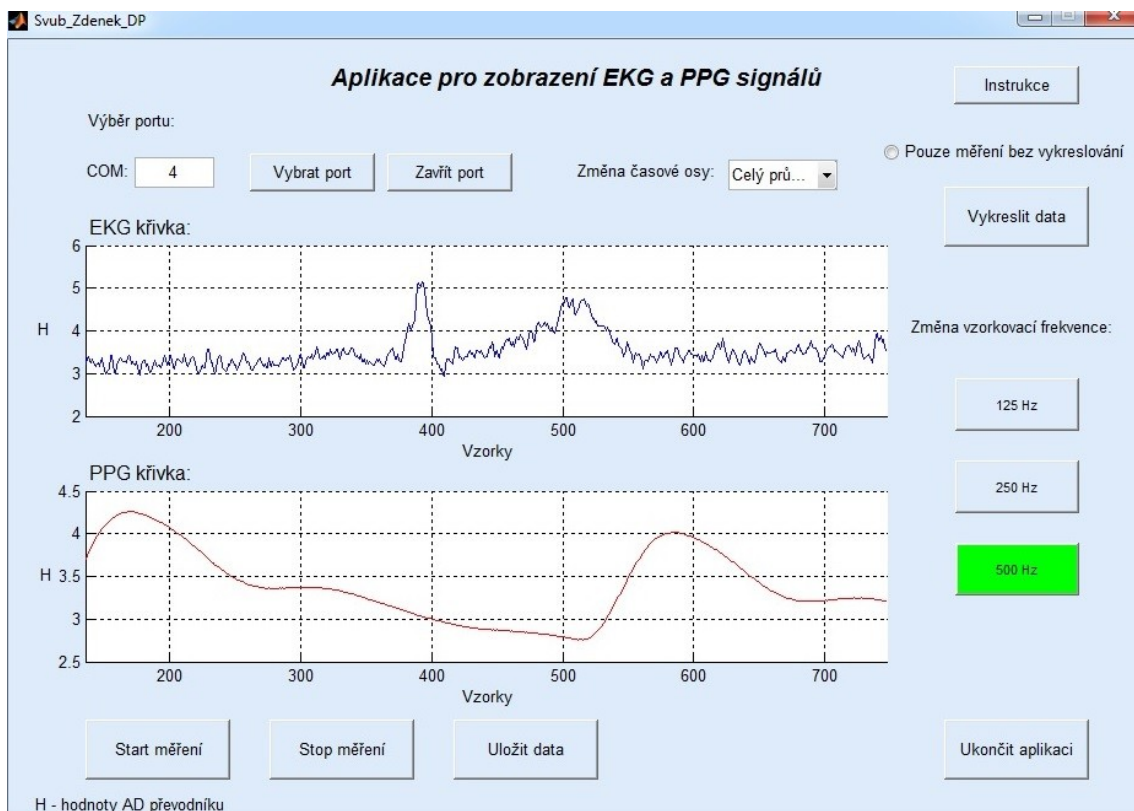
Nejprve bylo provedeno měření se vzorkovací frekvencí 125 Hz trvající 10 sekund (obr. 28). Po uplynutí stanovené doby byla aplikace okamžitě zastavena. PPG křivka je zde dobře čitelná, u vzorku 400 lze vidět mírnou deformaci, jedná se pravděpodobně o artefakt. EKG signál je poněkud zašuměný, ale lze v něm vyčíst QRS s následnou vlnou T, jejíž výška přesahuje standardní výšku vlny, která bývá do 2/3 kmitu R. Při pohledu na osy průběhů lze vidět, že na ose x je počet sejmutých vzorků a u osy y je písmeno H. V aplikaci je vlevo dole vysvětlivka, že H je programátorem zvolená zkratka pro hodnotu AD převodníku (což je

sejmuté napětí z EKG elektrod a detektoru PPG, které je převedeno na digitální hodnotu). Jestliže měření trvalo 10 sekund s frekvencí 125 Hz, při reálném zobrazení by měl počet vzorků odpovídat číslu 1250. Z časové osy lze vidět, že počet vzorků se pohybuje okolo hodnoty 615, což odpovídá přibližně polovině vzorkovací frekvence. Z tohoto zjištění bylo odvozeno, že MATLAB zpracovává data rychlostí pohybující se u hodnoty 60 Hz.



Obr. 29: Opožděné EKG a PPG, čas 10 sekund, frekvence 250 Hz.

Obrázek 29 zobrazuje měření biosignálů při stejném čase, ale se vzorkovací frekvencí 250 Hz. Jak lze z obrázku vidět, počet vzorků je přibližně stejný jako v předchozím případě, avšak průběhy jsou rozdílné. Na předchozím průběhu s frekvencí 125 Hz lze u PPG pozorovat šest pulsových vln, u tohoto průběhu lze vidět pulsové vlny tři. Toto nám potvrzuje vzorkovací frekvenci 250 Hz, jelikož je to dvojnásobek 125 Hz, MATLABu trvá 2x déle než vykreslí naměřená data a proto je zobrazen menší počet pulsových vln. U EKG je opět viditelný QRS komplex a vlna T s větší než standardní výškou. Při pohledu na PPG křivku lze z její špičky a tvaru zářezu odvodit, že se jedná o periferní pulsovou vlnu. Obrázek na následující straně vyobrazuje opožděný průběh trvající 10 sekund se vzorkovací frekvencí 500 Hz.



Obr. 30: Opožděné EKG a PPG, čas 10 sekund, frekvence 500 Hz.

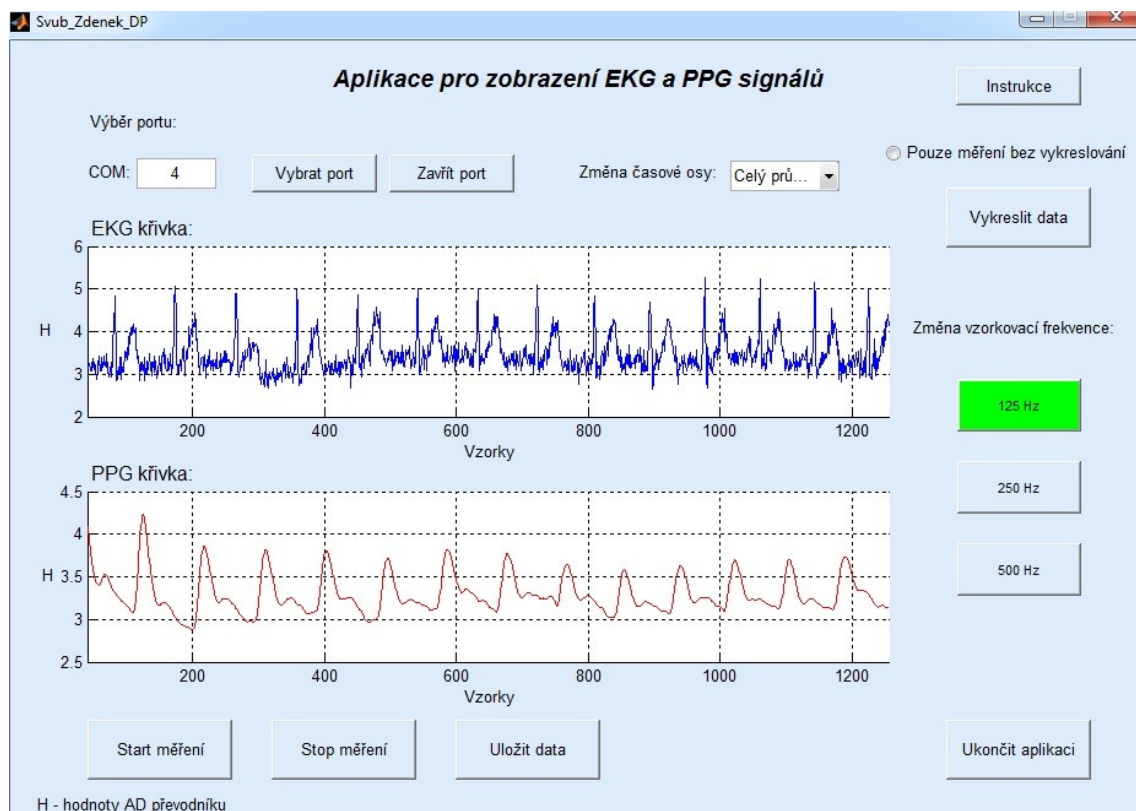
U EKG průběhu je lze vidět pouze jeden QRS komplex s vlnou T, viditelná je také vlna P. Z naměřeného počtu vzorků a viditelného počtu pulsových vln a srdeční aktivity lze odvodit, že vzorkovací frekvence nyní byla ještě větší, v tomto případě 500 Hz. Vykreslování při vyšší vzorkovací frekvenci samozřejmě trvá déle.

Další část měření je věnovaná naměření reálného EKG a PPG trvající 10 sekund se vzorkovací frekvencí 125 Hz a následném vypočtení tepové frekvence. Jestliže si z naměřených průběhů zjistíme počet vzorků například mezi hodnotami kmitů R a toto číslo poté vydělíme vzorkovací frekvencí, zjistíme časové rozmezí mezi jednotlivými kmity. Pokud tento časový údaj následně vydělíme číslem 60, získáme hodnotu počtu tepů za minutu. Potřebné vzorce jsou tedy:

$$\text{Čas mezi vzorky} = \frac{\text{Počet vzorků mezi jednotlivými kmity}}{\text{Vzorkovací frekvence}} \quad (2)$$

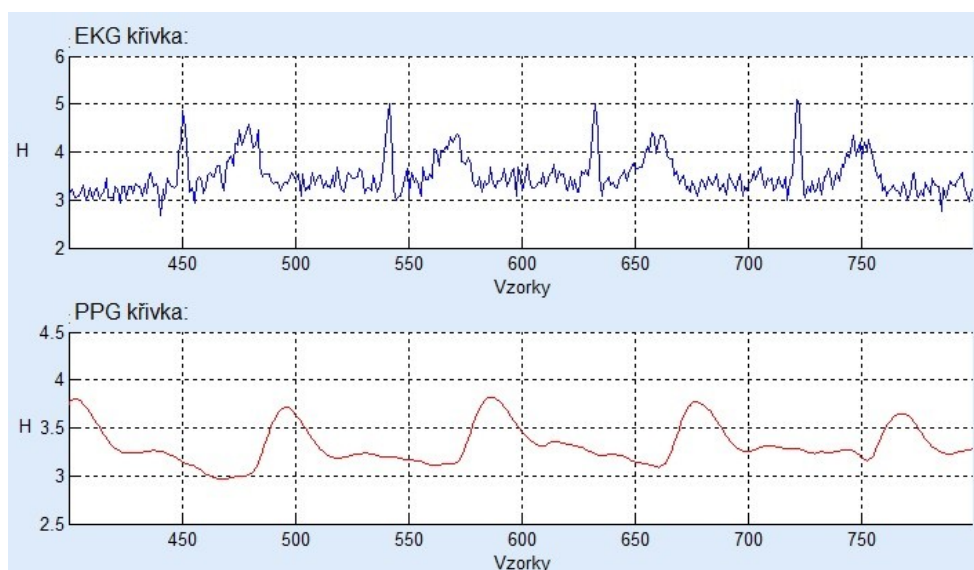
a následně

$$\text{Tepová frekvence} = \frac{60}{\text{Čas mezi vzorky}} \quad (3)$$



Obr. 31: EKG a PPG bez opoždění, čas 10 sekund, frekvence 125 Hz.

Průběh měření byl tedy takový, že se nejdříve 10 sekund snímaly biosignály a poté se vyčkalo na vykreslení všechny naměřených dat (tzn. do vykreslení všech 1250 vzorků). Takto byly získány správné průběhy a mohlo se přistoupit k jejich analýze. Pomocí horizontálního zoomu se vymezil rozsah os na 400 a 800 vzorků pro jejich lepší odečítání z grafů. K tomuto také slouží mřížka, kterou okna pro vykreslování obsahují.



Obr. 31: Horizontální zoom EKG a PPG průběhů.

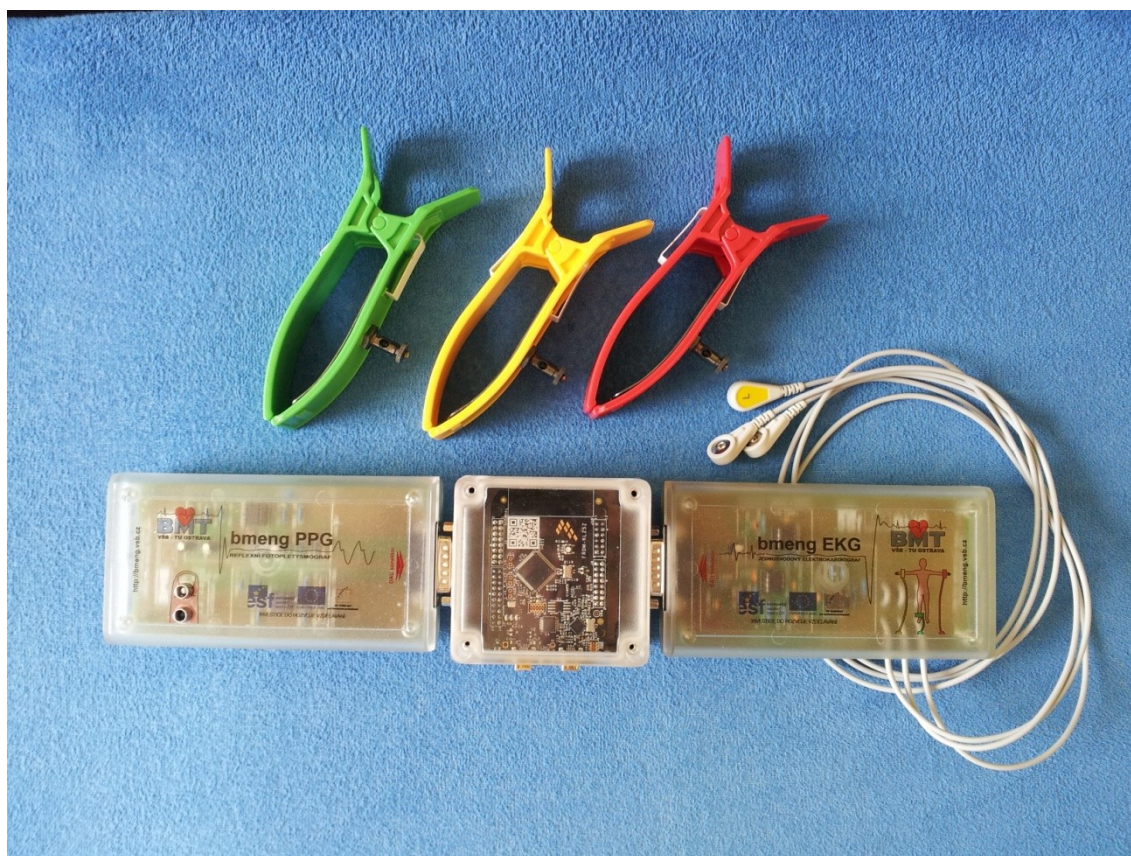
Na přibližném průběhu EKG lze vidět, že kmit R má hodnotu 450. vzorku. Pokud se podíváme na další kmit R v pořadí, odhadem zjistíme jeho hodnotu, která bude přibližně 543. Rozdíl mezi oběma kmity je tedy 93 vzorků. Pokud toto číslo nyní dosadíme do rovnice, dostaneme čas mezi vzorky a poté tepovou frekvenci.

$$\text{Čas mezi vzorky} = \frac{\text{Počet vzorků mezi jednotlivými kmity}}{\text{Vzorkovací frekvence}} = \frac{93}{125} = 0,744 \text{ s} \quad (4)$$

Doba mezi dvěma kmity R je 0,744 sekund. Tuto hodnotu nyní dosadíme do druhého vzorce:

$$\text{Tepová frekvence} = \frac{60}{\text{Čas mezi vzorky}} = \frac{60}{0,744} = 80,65 \cong 81 \text{ bpm} \quad (5)$$

Výsledná tepová frekvence se po zaokrouhlení rovná 81 bpm (beats per minute - tepů za minutu). Průměrná tepová frekvence je 76 tepů za minutu u žen a 72 tepů za minutu u mužů. Měřený objekt byl muž, jehož tepová frekvenci byla vlivem stresu při měření mírně zvýšena. Je potřeba zdůraznit, že výsledná tepová frekvence je pouze orientační [16].



Obr. 32: Kompletní měřicí set s moduly, elektrodami a řídicí jednotkou.

8 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo využití platformy Kinetis L pro monitoring biosignálů. K úspěšné realizaci tohoto úkolu bylo zapotřebí navrhnout měřicí řetězec, sestavit spojovací člen pro propojení platformy FRDM - KL25Z a bmeng modulů EKG a PPG, navrhnout a realizovat software pro řídicí jednotku a vytvořit aplikaci pro PC umožňující ovládání měření a vizuální interpretaci naměřených dat. Následně bylo provedené vzorové měření na vytvořeném prototypu.

První část práce sestávala z návrhu a tvorby obslužného softwaru pro platformu FRDM - KL25Z. Bylo potřeba snímat data v daných časových intervalech a následně je přenášet skrz sériovou linku do PC. Zde je nutno uvést, že se vyskytl problém při spouštění ADC pomocí příkazu v programu a také naměření dat ze dvou modulů v přerušení jednoho ADC. Problém spouštění byl nakonec vyřešen pomocí již vytvořené funkce pro spuštění měření, pro měření ze dvou modulů současně byla vytvořena speciální měřicí smyčka, pomocí které lze toto měření provádět. Následná realizace P&E OpenSDA virtual USB CDC portu umožnila přenos dat do PC pomocí USB chovajícím se jako sériová linka. Vytvořený software funguje spolehlivě a bezchybně.

S měřicí jednotkou již schopnou měřit a posílat data do PC se přistoupilo k dalšímu kroku. Bylo potřeba vytvořit jakýsi spojovací prvek, který by spojoval oba měřicí bmeng EKG a PPG moduly, řídicí platformu FRDM - KL25Z a také galvanický oddělovač iCOUPLER, který se u zdravotnických přístrojů používá z důvodu bezpečnosti, aby nedošlo k úrazu elektrickým proudem. Spojovací prvek je tištěný spoj, na kterém jsou vyvedené pinové lišty pro snadné připojení platformy a galvanického oddělovače, a obsahuje konektory sériové linky pro připojení modulů EKG a PPG. Všechny tyto části jsou poté ve spojovacím členu propojeny podle schématu. Samozřejmostí jsou oddělené země na tištěném spoji a USB výstup pro připojení k PC (Typ B - Typ A) a pro propojení galvanického oddělovače a platformy FRDM - KL25Z (Mini B - Mini B). Celý spojovací modul z ochranného důvodu umístěn v pevné plastové krabici s průhledným víčkem a vyřezanými otvory pro všechny vstupy a výstupy.

Po dokončení spojovacího členu byla tedy dostupná naměřená data z modulů EKG a PPG, která byla posílána přes sériovou linku do PC. Pro jejich zobrazování bylo potřeba vytvořit aplikaci, která by posílané vzorky přijímala, zpracovávala a vykreslovala. Tato aplikace byla vytvořena ve vývojovém prostředí MATLAB a kromě výše uvedených úkonů umožňuje také data ukládat a měnit vzorkovací frekvenci. Pro lepší analýzu dat je dostupný zoom průběhů. Ve fázi testování vytvořené aplikace se objevil nedostatek MATLABu, který tkví v pomalém zpracování dat (hodnota přibližně 60 Hz). Tento nedostatek vede ke zpoždění vykreslování průběhů a nemožnosti reálného zobrazování dat. Po zakázání vykreslování a pouhém zpracování dat do matice problém přetrvával, bylo tedy jasné že se jedná o přímý nedostatek MATLABu, nikoliv vytvořené uživatelské aplikace. Samozřejmě je stále možné vykreslovat data se zpožděním a dostat relevantní EKG a PPG průběhy.

Poslední částí této práce bylo provedení testovacího měření na vytvořeném prototypu. Nejprve bylo provedeno opožděné měření, aby bylo patrné o jaké zpoždění se jedná při různých vzorkovacích frekvencích. Následně bylo provedeno měření správné a relevantní, tedy vyčkalo se na vykreslení všech naměřených dat, ze kterých byla poté vypočtena orientační dechová

frekvence. Výsledné PPG průběhy jsou velmi dobře viditelné a analyzovatelné, EKG signál je rušený, ale důležité části (QRS komplex, vlna T) viditelné jsou. Možná je také interní filtrace EKG signálu přímo v programu.

Závěr vyplývající z diplomové práce je tedy takový, že platforma FRDM - KL25Z je schopná zastat úlohu řídicí jednotky v měřicím obvodu pro monitoring biosignálů. Její funkce je spolehlivá, nebyl zjištěn žádný problém s přenosem a měřením, který by se nedal ošetřit a odstranit. Funkce aplikace pro vizualizaci a analýzu dat je také správná, ovšem pomalá operační rychlost vývojového prostředí MATLAB neumožňuje přímé zobrazení v reálném čase. Pokud by teoreticky byla operační rychlost MATLABu větší, vše by fungovalo bezchybně. Alternativou k tomuto přístupu by bylo použití jiného programovacího jazyka, např. C#, který umožňuje použití vláken pro pseudoparalelní zpracování toku dat z měřicího řetězce a zpracování těchto dat pro další použití.

Literatura

- [1] HANUSEK, Tomáš. *Univerzální modul pro měření EMG*. Ostrava, 2012. Bakalářská práce. VŠB - Technická univerzita Ostrava.
- [2] MOHYLOVÁ, Jitka, Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů*. Ostrava: Ediční středisko VŠB – TUO, 2006. ISBN 978-80-248-1491-9.
- [3] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [4] ZIMÁKOVÁ, Jana. *Měření a analýza elektrokardiografických signálů*. Brno, 2009. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [5] *Příručka pro kompletaci výukové sady biomedicínského inženýrství*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2011. 94 s. ISBN 978-80-248-2396-6.
- [6] IMRAMOVSKÝ, Martin. *Zdravotnické elektrické přístroje I*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007. ISBN 978-80-248-1545-9.
- [7] FREESCALE SEMICONDUCTOR. *KL25 Sub - Family Reference Manual*. 2012. Rev. 3. Dostupné z:
http://cache.freescale.com/files/32bit/doc/ref_manual/KL25P80M48SF0RM.pdf?&Parent_nodeId=&Parent_pageType=
- [8] FREESCALE SEMICONDUCTOR. *FRDM - KL25Z User's Manual*. 2012. Rev. 1.0.
- [9] ANALOG DEVICES. *CN - 0159 Circuit Note*. Norwood, 2012. Rev. A.
- [10] Tutorial: printf() and “Hello World!” with the Freedom KL25Z Board. *MCU on Eclipse* [online]. 2012 [cit. 2014-03-10]. Dostupné z:
<http://mcuoneclipse.com/2012/10/14/tutorial-printf-and-hello-world-with-the-freedom-kl25z-board/>
- [11] HEROUT, Pavel. *Učebnice jazyka C. 1. díl*. 5. vyd. České Budějovice: Kopp, 2008. ISBN 978-80-7232-351-7.
- [12] ŠALOUN, Petr. *Programovací jazyk C pro zelenáče*. 2. přeprac. vyd. Praha: Neocortex, 2003. ISBN 80-86330-08-7.
- [13] MATLAB: Jazyk pro technické výpočty. *HUMUSOFT: Technické výpočty, řídicí technika, simulace* [online]. [cit. 2014-03-17]. Dostupné z:
<http://www.humusoft.cz/produkty/matlab/matlab/>
- [14] THE MATHWORKS. *MathWorks: Accelerating the pace of engineering and science* [online]. [cit. 2014-03-17]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/>
- [15] ZAPLATÍLEK, Karel a Bohuslav DOŇAR. *MATLAB - tvorba uživatelských aplikací*. 1. vydání. Praha: BEN - technická literatura, 2004. ISBN 80-7300-133-0.
- [16] ŠPINAR, Jindřich a Jiří VÍTOVEC. Tepová frekvence a kardiovaskulární onemocnění. *Interní medicína pro praxi*. 2009, roč. 11, 7 a 8, s. 315-318. Dostupné z:
<http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2009/07/02.pdf>
- [17] FREESCALE SEMICONDUCTOR. *Freescall* [online]. [cit. 2014-03-10]. Dostupné z:
<http://www.freescale.com/>

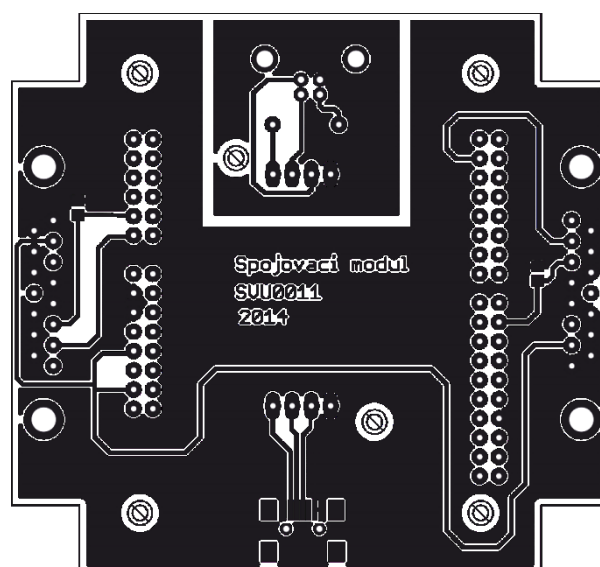
Přílohy

Příloha I – Schémata spojovacího modulu

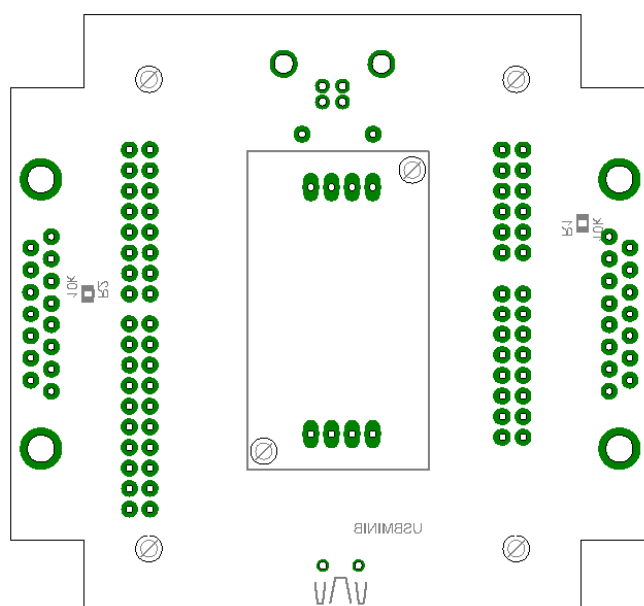
Příloha II – Seznam součástek

Příloha III – CD s aplikací

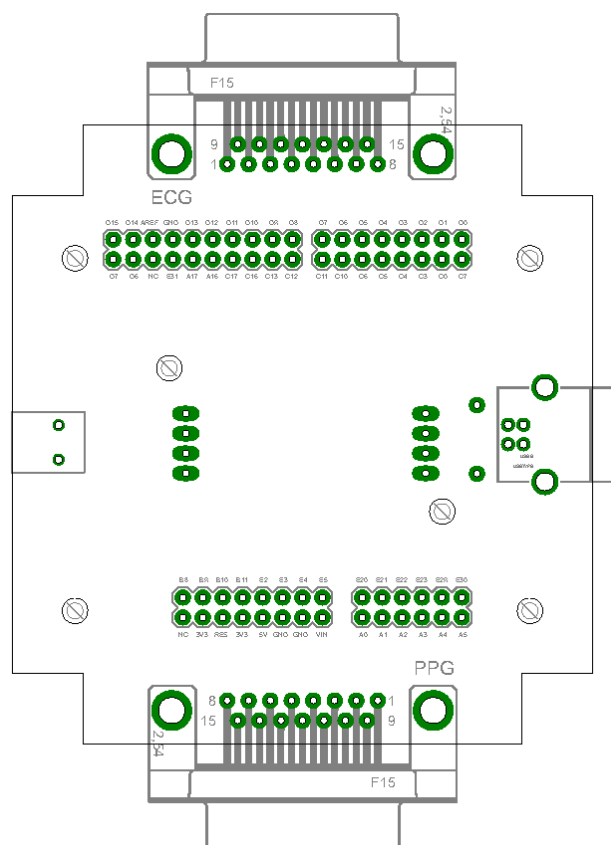
Příloha I – Fotky magnetometru



Obr. I: Strana spojů.



Obr. II: Osazení modulu - spodní strana.



Obr. III: Osazení modulu - vrchní strana.

Příloha II – Seznam součástek

Resistory

R1, R2 10 K Ω

Konektory

CANON 15pinový konektor pro připojení bmeng modulů 2 kusy

Konektor USB Typ B

Konektor USB Mini - B

Ostatní

Pinové lišty pro připojení FRDM - KL25Z a iCOUPLERu